

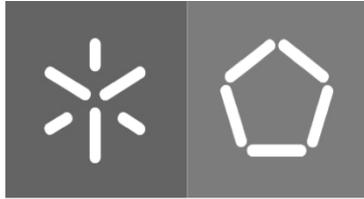


**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

Ana Lúcia Gadelha de Moura Lima

Ergonomia aplicada ao desenvolvimento de  
palmilhas para calçado de proteção.

Dezembro de 2021



**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

Ana Lúcia Gadelha de Moura Lima

**Ergonomia aplicada ao desenvolvimento de  
palmilhas para calçado de proteção.**

Dissertação de Mestrado

Mestrado em Engenharia Humana

Trabalho efetuado sob a orientação de:

**Professor Doutor Nélon Bruno Martins Marques da Costa**

**Professora Doutora Susana Raquel Pinto da Costa**

Dezembro de 2021

## DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

*Licença concedida aos utilizadores deste trabalho*



Atribuição

CC BY

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

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus, sem Ele eu não estaria aqui e nem tampouco teria concluído esta fase tão importante na minha vida.

Ao meu marido Caio Lima, por todo suporte, apoio e investimento dado a mim desde o início de nossa caminhada juntos, obrigada por acreditar em mim em todos os momentos, você me inspira a ser e fazer o melhor. Aos meus pais, Rômulo e Francisca Abrantes, aos meus irmãos, Rômulo Júnior e Eduardo, e aos meus sogros, Jorge e Janete Lima, por tanto amor e cuidado para comigo.

Aos meus orientadores, Professor Dr. Nelson Costa e a Professora Dra. Susana Costa, por cada ensinamento passado com tanta excelência e profissionalismo, foi uma honra ser orientada por Professores que ensinam além da teoria. Obrigada por toda paciência, conselho e confiança depositada em mim para executar este trabalho.

À Dra. Rita que desde o primeiro contacto foi muito atenciosa e disponível a ajudar no que fosse necessário. À Lavoro, pela disponibilização das palmilhas para realização do estudo. Aos professores da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa de Lisboa, Professor Tiago e Professor Rodrigo, pela rica contribuição que deram em todo o processo. À Professora Dra. Celina Leão, pela imensa ajuda e apoio prestado na análise estatística. À Sophia Piacenza pelo suporte na recolha dos dados antropométricos. Ao Centro de Computação Gráfica da Universidade do Minho pela disponibilidade e apoio técnico na realização dos testes, especialmente ao Dário.

## DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática d/e plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

## RESUMO

Ergonomia aplicada ao desenvolvimento de palmilhas para calçado de proteção

A participação da Ergonomia e Fatores Humanos tem uma importante função no *design* de calçados de segurança e palmilhas, proporcionando não apenas proteção dos pés contra lesões de impacto e compressão, mas também conforto e estabilidade, de modo que não afete a dinâmica da marcha do usuário. A vista disso, o presente estudo teve como objetivo analisar os efeitos da utilização de uma nova palmilha para calçados de proteção, em termos de pressão plantar, através da medição com plataforma de pressões e analisar a cinemática do padrão de marcha utilizando o protocolo do *Oxford Foot Model* através do sistema optométrico tridimensional Vicon Motion Capture System, em comparação com a palmilha anteriormente utilizada.

O presente trabalho foi realizado em laboratório, com uma amostra de 25 participantes. Os ensaios foram executados comparando os ambientes com a palmilha *standard* e com a palmilha inovadora nos três *rockers* da marcha, representados pelo calcanhar, mediopé e antepé, no pé direito e no pé esquerdo separadamente, de acordo com a classificação do tipo de pé do participante. Na pressão plantar, foi analisada a distribuição da pressão plantar total e máxima. Na análise biomecânica da marcha foram comparadas as cinco variáveis medidas da cinemática do tornozelo e articulações intrínsecas dos pés esquerdo e direito para cada sujeito, em termos de correlação, amplitude de movimento e coeficiente de variação.

Um indicador de conforto e eficácia da palmilha é a melhora da distribuição da pressão plantar sem nenhum custo cinemático associado. Os resultados apontaram que a palmilha inovadora apresentou uma melhor distribuição nomeadamente em termos de pressão plantar máxima nas regiões do antepé e retropé, associadas aos eventos de *rocker* de calcanhar e de antepé, importantes nas fases de recepção da carga (retropé) e de propulsão (antepé). Na análise biomecânica da marcha constatou-se que não houve variação na mecânica normal do pé em nenhum dos três ambientes analisados (descalço, palmilha *standard* e palmilha inovadora). A articulação do hálux foi a que apresentou maiores divergências com o pé descalço, no que diz respeito à amplitude de movimento e variabilidade.

## Palavras-Chave

Análise de Marcha; Ergonomia, Palmilhas; Pressão Plantar.

## ABSTRACT

Ergonomics applied to the development of insoles for protective footwear

The participation of Ergonomics and Human Factors fulfil an important role in the design of safety shoes and insoles, providing not only protection of the feet against impact and compaction injuries, but also comfort and stability, so that it does not affect the user's gait dynamics. In view of this, the present study aimed to analyse the effects of using a new insole for protective shoes, in terms of plantar pressure, through the measurement with a pressure platform and to analyse a kinematics of the gait pattern using the Oxford Foot Model protocol through the three-dimensional optometric system Vicon Motion Capture System, compared to a previously used insole.

The present work was carried out in the laboratory, with a sample of 25 participants. The tests were performed comparing the environments with the insole standard insole and the innovative insole on the three rockers of the gait, represented by the heel, midfoot and forefoot, on the right and left foot separately, according to the classification of the participant's foot type. In plantar pressure, the distribution of total and maximum plantar pressure was analysed. In the biomechanical analysis of gait, the five measured variables of ankle kinematics and intrinsic joints of the left and right feet were compared for each subject, in terms of correlation, range of motion and coefficient of variation.

An indicator of the comfort and effectiveness of the insole is improved plantar pressure distribution with no associated kinematic cost. The results demonstrate that the innovative insole presented a better distribution, namely in terms of maximum plantar pressure in the forefoot and hindfoot regions, associated with the heel and forefoot rocker events, important in the load reception (hindfoot) and propulsion phases (forefoot). In the biomechanical analysis of gait, it was found that there was no variation in the normal mechanics of the foot in any of the three environments analyzed (barefoot, standard insole and innovative insole). The hallux joint was the one that presented the greatest divergences with the bare foot, in terms of amplitude and variability.

## KEYWORDS

Ergonomics, Gait Analysis, Insoles, Plantar Pressure.

## ÍNDICE

|   |      |
|---|------|
| Agradecimentos.....   | iii  |
| Resumo.....   | v    |
| Abstract.....   | vi   |
| índice .....  | vii  |
| Índice de Figuras.....  | x    |
| Índice de Tabelas .....   | xi   |
| Índice de Gráficos.....   | xii  |
| Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos .....                                   | xiii |
| 1. Introdução .....   | 1    |
| 1.1 Enquadramento .....   | 1    |
| 2. REVISÃO DA LITERATURA DE MORFOLOGIA, ERGONOMIA, ANTROPOMETRIA E BIOMECÂNICA .. | 5    |
| 2.1 Conceitos gerais de morfologia do pé humano.....                              | 5    |
| 2.1.1 Anatomia.....   | 5    |
| 2.1.2 Movimentos das articulações do tornozelo e pé.....                          | 6    |
| 2.1.3 Arcos do pé.....  | 7    |
| 2.1.4 Características morfológicas que influenciam a forma do pé.....             | 8    |
| 2.1.4.1 Pes planus .....  | 9    |
| 2.1.4.2 Pes cavus .....   | 10   |
| 2.1.5 Classificação do pé quanto à dimensão dos dedos .....                       | 11   |
| 2.1.6 Patologias que influenciam a forma do pé.....                               | 11   |
| 2.2 Conceitos gerais de Ergonomia.....  | 12   |
| 2.2.1 Ergonomia e design .....  | 13   |
| 2.2.2 Calçados e palmilhas.....   | 13   |
| 2.2.3 Conforto .....  | 15   |
| 2.3 Conceitos gerais de Antropometria .....                                       | 15   |
| 2.3.1 Antropometria .....   | 16   |
| 2.3.2 Digitalização 3D.....   | 17   |

|         |  |    |
|---------|--|----|
| 2.4     | Conceitos gerais de Biomecânica .....                  | 18 |
| 2.4.1   | Biomecânica .....                                      | 18 |
| 2.4.2   | Marcha Humana .....                                    | 19 |
| 2.4.3   | Análise biomecânica da marcha.....                     | 20 |
| 2.4.4   | Procedimentos para avaliação da marcha .....           | 21 |
| 2.4.4.1 | Oxford Foot Model .....                                | 21 |
| 2.4.4.2 | Pressão Plantar .....                                  | 22 |
| 3.1     | Metodologia genérica .....                             | 24 |
| 3.2     | Métodos para recolha e análise de dados .....          | 26 |
| 3.2.1   | Caracterização da amostra .....                        | 26 |
| 3.3     | Questões éticas.....                                   | 28 |
| 3.4     | Procedimentos gerais.....                              | 29 |
| 3.4.1   | Pressão plantar .....                                  | 33 |
| 3.4.2   | Análise biomecânica da marcha pelo sistema VICON ..... | 34 |
| 3.5     | Antropometria .....                                    | 37 |
| 3.5.1   | Procedimento .....                                     | 37 |
| 3.6     | Análise estatísticas dos dados .....                   | 38 |
| 3.6.1   | Pressão plantar .....                                  | 38 |
| 3.6.2   | Análise biomecânica da marcha.....                     | 39 |
| 4.      | ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....               | 41 |
| 4.1     | Pressão Plantar.....                                   | 41 |
| 4.1.1   | Pressão total .....                                    | 41 |
| 4.1.2   | Pressão Plantar Máxima .....                           | 42 |
| 4.2     | Análise biomecânica da marcha .....                    | 47 |
| 4.2.1   | Coefficiente de Correlação Intraclassa (ICC) .....     | 50 |
| 4.2.2   | Amplitudes de movimento .....                          | 51 |
| 4.2.3   | Coefficiente de variação.....                          | 52 |
| 4.3     | Medição antropométrica.....                            | 53 |

|   |    |
|---|----|
| 5. CONCLUSÃO .....  | 55 |
| 5.1 Trabalhos futuros .....   | 55 |
| Referências Bibliográficas .....  | 57 |
| Anexo 1 – Ficha do participante.....  | 68 |
| Anexo 2 – Termo de consentimento livre e esclarecido para recolha de dados..... | 71 |
| Anexo 3 – Tabela das medidas antropométricas dos participantes.....             | 73 |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|   |    |
|---|----|
| Figura 1 - Ossos do pé esquerdo (reproduzido de Cinesiologia Clínica e Anatomia 5º ed., 2011).....  | 5  |
| Figura 2 - Divisão do pé em regiões (adaptado de Biomechanical Basis of Human Movement 4th ed., 2015).....  | 6  |
| Figura 3 - Movimentos das articulações do tornozelo e pé (reproduzido de Cinesiologia Clínica e Anatomia 5º ed., 2011) .....  | 7  |
| Figura 4 - Pé plano (Reproduzido de Kinesiology of the Musculoskeletal System 2nd, 2010) .....  | 10 |
| Figura 5 - Classificação quanto à dimensão dos dedos (adaptado de Blog Pé Relax, 2021) .....  | 11 |
| Figura 6 - Fases do ciclo da marcha (reproduzido de Paraskevoudi <i>et al.</i> , 2017).....   | 19 |
| Figura 7 - Rockers da marcha: rocker do calcanhar, rocker do tornozelo e rocker do antepé (reproduzido de Gait Analysis: Normal and Pathological Function 2nd, 2010). ..... | 20 |
| Figura 8 - Research Onion (Reproduzido de Research Methods for Business Students 8th, 2019) .....   | 25 |
| Figura 9 - Medidas do índice de altura do arco; altura do arco e comprimento do pé truncado, respectivamente.....   | 28 |
| Figura 10 - Espaço para as medidas biométricas .....  | 30 |
| Figura 11 - Diâmetro do joelho direito utilizando o paquímetro.....   | 30 |
| Figura 12 - Ambientes 2 a 5 de um participante com assimetria.....  | 31 |
| Figura 13 - Material utilizado na palmilha para fixar no pé .....   | 32 |
| Figura 14 - Palmilha afixada no pé .....  | 32 |
| Figura 15 - Início do teste de análise de marcha e pressão plantar .....  | 33 |
| Figura 16 - Plataforma Zebris Medical GmbH .....  | 34 |
| Figura 17 - Câmaras de filmagem Vicon.....  | 35 |
| Figura 18 - Posicionamento dos 43 marcadores usados no OFM.....   | 36 |
| Figura 19 - Colocação dos marcadores .....  | 36 |
| Figura 20 - Localização dos marcadores vista anterior .....   | 37 |
| Figura 21 - As duas posições solicitadas para a digitalização 3D.....   | 38 |

## ÍNDICE DE TABELAS

|   |    |
|---|----|
| Tabela 1 - Teste t: duas amostras emparelhadas para médias da pressão plantar total.....  | 42 |
| Tabela 2 - Teste t duas amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima .....   | 43 |
| Tabela 3 - Teste t duas amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima dos participantes assimétrico .....           | 44 |
| Tabela 4 - Teste t amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima entre as palmilhas inovadora 1 e inovadora 2 ..... | 44 |
| Tabela 5 - Teste t amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima entre as palmilhas inovadora 1 e inovadora 3 ..... | 45 |
| Tabela 6 - Teste t amostras emparelhadas para médias das pressões plantares dos indivíduos com sobrepeso .....                    | 46 |
| Tabela 7 - Teste t amostras emparelhadas para médias das pressões plantares dos indivíduos eutróficos .....                       | 46 |
| Tabela 8 - Teste t duas amostras emparelhas para médias da Pressão Plantar Máxima nos indivíduos com dismetria leve .....         | 47 |
| Tabela 9 - Coeficiente de Correlação Intraclasse de acordo com as devidas variáveis cinemáticas.....                              | 51 |
| Tabela 10 – Medições antropométricas mulheres .....   | 54 |
| Tabela 11 - Medições antropométricas homens.....  | 54 |

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

|  |    |
|--|----|
| Gráfico 1 - Caracterização da amostra quanto ao exame clínico.....   | 27 |
| Gráfico 2 - Classificação do tipo de pé quanto ao índice de altura do arco.....  | 28 |
| Gráfico 3 - Ângulo do tornozelo no plano sagital nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora .....                    | 48 |
| Gráfico 4 - Ângulo do tornozelo no plano frontal nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora .....                    | 49 |
| Gráfico 5 - Ângulo da articulação mediotársica no plano frontal nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora. ....     | 49 |
| Gráfico 6 - Ângulo da articulação tarsometatársica no plano frontal nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora. .... | 50 |
| Gráfico 7 - Ângulo do hálux no plano sagital nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora .....                        | 50 |
| Gráfico 8 - Dispersão dos dados das amplitudes nas cinco variáveis cinemáticas.....  | 52 |

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

Ankle\_X – Ângulo do tornozelo no plano sagital

Ankle\_Y – Ângulo do tornozelo no plano frontal

CMT – Charcot-Marri-Tooth

EPI – Equipamento de Proteção Individual

FETBA – Ângulo do fêmur/tíbia

FFHFA – Ângulo do antepé em relação retropé

HXFFA – Ângulo do hálux em relação ao antepé

ICC - Intraclass Correlation Coefficient

IMC – Índice de Massa Corporal

INV1 – Palmilha inovadora 1

INV2 – Palmilha inovadora 2

INV3 – Palmilha inovadora 3

LMERT - Lesões Músculo-esqueléticas Relacionadas ao Trabalho

MMH – Manual materials handling

OFM - Oxford Foot Model

STD – Palmilha Standard

## 1. INTRODUÇÃO

O presente trabalho tem como intuito a elaboração da dissertação do Mestrado em Engenharia Humana do Departamento de Produção e Sistemas da Escola de Engenharia da Universidade do Minho. O trabalho foi desenvolvido integrado ao Projeto Shoe@future.

O Projeto Shoe@future, liderado pela Indústria e Comércio de Calçados (ICC), uma empresa especialista em calçado profissional, surgiu em parceria com a Lavoro (Engineering Life Wear), Codil (Costa & Dias LTDA), Centro Tecnológico do Calçado de Portugal (CTCP), Instituto Politécnico de Bragança (IPB) e a Universidade do Minho com o objetivo de investigar e desenvolver materiais e componentes para obtenção de calçado profissional de trabalho em condições extremas, ergonómico, termicamente confortável, apelativo e sustentável para a Indústria 4.0, também chamada de Quarta Revolução Industrial, é impulsionada pelo rápido desenvolvimento tecnológico e inovador com uma maior automatização de ambientes e otimização de recursos e processos de produção (Reiman *et al.*, 2021). Este trabalho toma como ponto de partida estudos realizados anteriormente, que integram os conhecimentos da Ergonomia para o desenvolvimento de calçados de segurança (Laranjo, 2019). As investigações anteriores buscaram desenvolver estudos biomecânicos cujo foco era o estudo da distribuição da pressão plantar em diferentes posturas e validar uma metodologia de recolha de dados antropométricos com o objetivo de caracterizar a diversidade do tamanho e da forma do pé de uma amostra de trabalhadores. Como continuação desse trabalho, a presente dissertação buscou analisar os efeitos da utilização de uma nova palmilha criada pela ICC para calçados de proteção, em termos de pressão plantar e cinemática do padrão de marcha, através da medição com plataforma de pressões e sistema optométrico tridimensional *Vicon Motion Capture System*, em comparação com a palmilha anteriormente utilizada.

### 1.1

### Enquadramento

Com o avanço da tecnologia no século XX surgiram alguns problemas em projetos operacionais complexos e interdisciplinares em termos de, tomada de decisões, complexidade dos equipamentos técnicos, interação do homem com as máquinas, análise situacional e a divisão do trabalho. Como resposta a esses problemas emergiu então a Ergonomia, uma disciplina híbrida com raízes provenientes dos mesmos processos históricos que deram origem a Engenharia Industrial e a Medicina Ocupacional. Apesar de o conceito já ser aplicado, o termo Ergonomia só foi utilizado em 1857 pelo polonês Wojciech

Jastrzebowski, que elaborou um tratado filosófico sobre a Ergonomia intitulado como “A Ciência do Trabalho que requer uma compreensão da atividade humana em termos de esforço, pensamento, relacionamento e dedicação”, contudo, somente em 1949 o termo foi oficializado pelo engenheiro inglês Kenneth Frank Hywel Murrell. Na Europa, a Ergonomia era mais fundamentada nas ciências biológicas. Nos Estados Unidos, surgiu uma disciplina equivalente cujo nome era Fatores Humanos, porém sua origem científica era baseada na psicologia experimental aplicada e engenharia humana (Bridger, 2018). A Ergonomia e Fatores Humanos surgem como termos sinônimos e aceitos em todo o mundo para descrever o estudo das características e habilidades humanas, com intuito de melhorar os sistemas nos quais as pessoas interagem com o ambiente físico, social e organizacional, promovendo, em conjunto, a melhora do desempenho e bem-estar (Tosi, 2020b). Os sistemas podem incluir um sistema de trabalho, onde o ser humano é o trabalhador e o ambiente é o trabalho, ou um sistema de produto, o qual o ser humano é o usuário do produto e o ambiente é o produto a ser utilizado. Portanto a Ergonomia e Fatores Humanos como disciplina científica, pode contribuir para o planejamento, o *design*, a implementação, avaliação, redesenho e melhoria contínua de tarefas, produtos, tecnologias e processos (Reiman *et al.*, 2021).

A Ergonomia pode ser classificada em três domínios específicos, Ergonomia física, cognitiva e organizacional. A Ergonomia física está associada às características anatômicas, antropométricas, fisiológicas e biomecânicas. A Ergonomia cognitiva diz respeito à capacidade mental do trabalhador, como memória, percepção e resposta motora, e a Ergonomia organizacional está relacionada a fatores como o conteúdo do trabalho, o equilíbrio entre a demanda e o suporte de trabalho e a participação do trabalhador na tomada de decisões (Khattak, 2021).

À vista disso, é possível observar a ampla diversidade de processos em que a Ergonomia pode influenciar, e, devido a sua importância no início do ciclo de vida dos sistemas, sejam eles produtos ou ambientes, as atividades de criação e inovação têm solicitado a inclusão da Ergonomia em seus processos. Robert e Brangier (2012), reconsideraram a classificação das atividades ergonômicas em correção e *design*. correção quando é aplicada para resolver problemas ocasionados pelo uso de algum produto ou ferramenta, ou do próprio ambiente, e o *design*, que de acordo com Tosi (2020a), avalia a qualidade global dos sistemas com os quais as pessoas se relacionam durante seu cotidiano, e esta avaliação dá-se pelo conhecimento interdisciplinar sobre as características das pessoas e suas capacidades. Desse modo, existem duas áreas científicas associadas à Ergonomia que participam desse processo, são elas: a Antropometria e a Biomecânica.

A Antropometria é a ciência que trata das medidas corporais: tamanho, forma, força e capacidade de trabalho. Os dados antropométricos são de suma importância para aplicação dos princípios ergonômicos na criação e inovação de produtos para diferentes usuários (Bravo *et al.*, 2018). Por isso, é essencial que os desenvolvedores de produtos e ambientes considerem a dimensão física dos usuários-alvo. Esses dados antropométricos variam demograficamente, por isso, não é fácil encontrar dados precisos e atualizados de uma determinada população. Garneau e Parkinson (2016) desenvolveram um estudo que investigou cursos universitários de Ergonomia e Fatores Humanos nos Estados Unidos, mais especificamente na área da Antropometria, e os resultados apoiaram que a Antropometria é abordada nos cursos que discutem Ergonomia física, porém de uma maneira mais superficial, o que pode demonstrar ser um dos motivos da existência de ambientes e produtos mal projetados, que provocam consequências físicas nos usuários.

A Biomecânica também desempenha importante função dentro da Ergonomia física e pode ser definida como o estudo da estrutura e função dos sistemas biológicos por meio dos métodos da mecânica (Hamill *et al.*, 2015). Por estar relacionada às forças e movimentos do corpo humano, a análise biomecânica contribui tanto para o bom desenvolvimento das condições de trabalho quanto para segurança do trabalhador por meio da sua capacidade de identificação de posturas e movimentos, e do conhecimento relacionado aos possíveis riscos que podem suscitar lesões, assim como as soluções ergonômicas apropriadas (Benos *et al.*, 2020).

A vista disso, a compreensão a respeito da Biomecânica é essencial para o estudo ergonômico de um produto ou ambiente, visto que a configuração da estação de trabalho, o posicionamento dos usuários e os equipamentos utilizados podem afetar a atividade muscular e o desconforto percebido. Lin *et al.* (2017) avaliaram a biomecânica de usuários que trabalhavam em pé e sentado, alguns dos destaques apanhados foram as diferentes posturas adotadas do ombro e antebraço entre as estações de trabalho e a presença de maior variabilidade postural na posição em pé para rotação do ombro e extensão do punho, Harari *et al.* (2020) investigaram a biomecânica do trabalhador durante as tarefas de manuseio manual de materiais (MMH) de múltiplas tarefas com a finalidade de desenvolver modelos de previsão para os momentos que atuam no corpo do trabalhador e seus ângulos articulares, McDonald *et al.* (2019) avaliaram simultaneamente as adaptações musculares e cinemáticas durante o trabalho repetitivo, os resultados obtidos demonstraram sinais significativos de fadiga muscular e perda de força, além da compensação coordenada como estratégia para manter o desempenho, Karakolis *et al.* (2016) investigaram o efeito de uma estação de trabalho de escritório sentado e em pé na biomecânica do

tronco e lombar e contribuíram com elementos fundamentais para orientação da postura em estações de trabalho sentadas.

Portanto, visto que as condições de trabalho, como caminhar e ficar em pé por longos períodos podem aumentar o desenvolvimento de distúrbios musculoesquelético e o tipo de sapato utilizado pode afetar a mobilidade articular e muscular, de modo a aumentar a fadiga e o risco de lesões nos membros inferiores (Alferdaws & Ramadan, 2020), faz-se necessário a participação da Ergonomia e Fatores Humanos no *design* de calçados de segurança, com a finalidade de não apenas alcançar o objetivo deste tipo de calçado, a qual se refere a proteção dos pés contra lesões de impacto e compressão, mas também auxiliar na promoção do conforto e estabilidade, sem afetar a marcha do trabalhador. Para Goto e Abe (2017), investigar e esclarecer os efeitos da marcha com calçados de segurança pode contribuir para o *design* de calçados que permitem maior conforto e eficiência energética, assim como analisar o efeito da palmilha pode fornecer importantes recomendações e aprimorar políticas que regulamentam as atividades de trabalho abrangidas por este tipo de calçado. A palmilha pré-fabricada com os calçados de segurança tem o aspeto fino, com arco de apoio insuficiente e de materiais inadequados, embora já tenha sido comprovado que a adição de alguns elementos à palmilha pode aliviar a pressão plantar e atenuar o desconforto percebido, além de ser uma solução não invasiva para lidar com patologias e deformidades nos pés (Caravaggi *et al.*, 2016).

Posto isto, essa investigação tem o objetivo de responder a seguinte pergunta de investigação: Quais parâmetros podem ser utilizados para classificar a eficácia de uma palmilha para calçado de segurança? Assim, os objetivos específicos para responder à pergunta de investigação, são:

- 1) Analisar a variação em termos de cinemática das articulações do tornozelo e pé ao longo da marcha.
- 2) Investigar a variação da distribuição da pressão plantar em termos de pressão total e pressão máxima, ao longo da tarefa de marcha.
- 3) Comparar os valores obtidos entre a palmilha inovadora proposta e a solução *standard* em utilização.
- 4) Identificar e aplicar métodos de medição antropométrica relacionada com a classificação do tipo de pé.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA DE MORFOLOGIA, ERGONOMIA, ANTROPOMETRIA E BIOMECÂNICA

Para uma maior compreensão e desenvolvimento do estudo, a revisão da literatura realizada reflete sobre os principais temas e seus subtópicos que envolvem o presente estudo, nomeados como Morfologia, Ergonomia, Antropometria e Biomecânica.

### 2.1 Conceitos gerais de morfologia do pé humano

O pé é o segmento mais distal nos membros inferiores e tem a importante função de ser um suporte para manter o equilíbrio do corpo, de modo que haja uma interação do indivíduo com o ambiente e com as suas atividades. O pé tem as habilidades de adaptar-se ao solo, atuar como uma alavanca que impulsiona o corpo para frente na fase de propulsão, e auxiliar na absorção do impacto ao solo (Alves *et al.*, 2019).

#### 2.1.1 Anatomia

A Anatomia do pé é composta por 26 ossos (Figura 1), 29 músculos, sendo 20 intrínsecos e 9 extrínsecos, e 106 ligamentos. Além disso, o pé apresenta dois arcos, o arco longitudinal e o arco transversal, cada um deles suportado por ligamentos e músculos. Por ser uma área de contacto direto entre os membros inferiores e o solo, as estruturas que compõe o pé, exercem uma função importante no suporte da massa corporal durante o movimento humano (Taddei *et al.*, 2020).

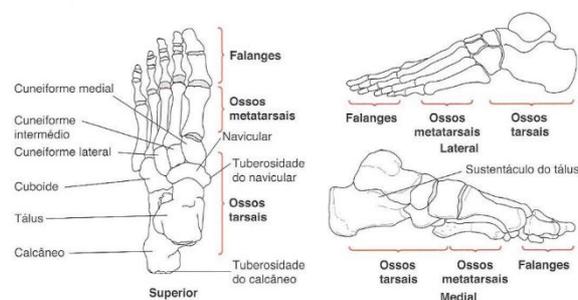


Figura 20.3 Ossos do pé esquerdo (vistas superior, lateral e medial).

Figura 1 - Ossos do pé esquerdo (reproduzido de Cinesiologia Clínica e Anatomia 5º ed., 2011)

Para uma melhor compreensão cinesiológica, o pé pode ser dividido em três partes: retropé, mediopé e antepé (Figura 2). O retropé é constituído pelo calcâneo e o tálus. O resultado do movimento nas articulações talocrural (articulação entre tibia, fíbula e talus) e subtalar contribuem para a mobilidade do retropé em relação a tibia (Stebbins *et al.*, 2006). Durante a marcha não-patológica, o retropé é a primeira porção do pé a ter contacto com o solo. O mediopé tem a função de fornecer equilíbrio e mobilidade para o antepé e retropé, e é composto pelos ossos navicular, cuboide e os três ossos cuneiformes. O antepé por sua vez, é constituído pelos ossos metatarsais e as falanges e desempenha a função de finalizar a fase de apoio durante o ciclo da marcha (Lippert, 2013).

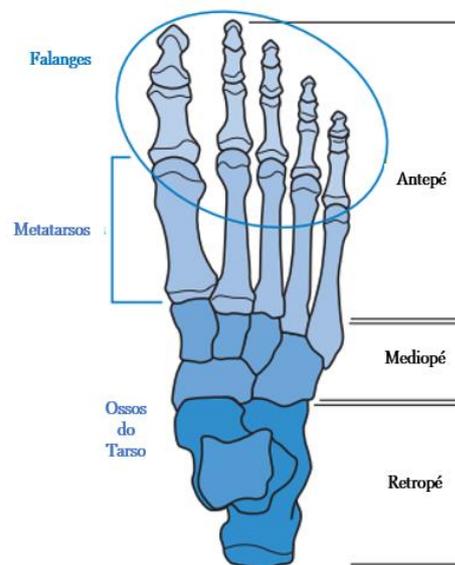


Figura 2 - Divisão do pé em regiões (adaptado de Biomechanical Basis of Human Movement 4th ed., 2015)

### 2.1.2

### Movimentos das articulações do tornozelo e pé

As principais articulações do tornozelo e pé são: a articulação talocrural, subtalar e transversa do tarso. Uma das terminologias utilizadas para descrever os movimentos dessas articulações (Figura 3) é feita através dos ângulos perpendiculares aos três eixos padrão de rotação. Portanto, os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, referem-se ao movimento paralelo no plano sagital, em torno do eixo transversal (látero-lateral). Os movimentos de eversão e inversão são realizados paralelamente ao plano frontal e em torno do eixo sagital (ântero-posterior). Logo, os movimentos de abdução e adução ocorrem em paralelo ao plano transversal, em torno do eixo frontal (superior-inferior). Uma outra terminologia,

definiram os movimentos de acordo com os eixos oblíquos de rotação prevalentes nessas estruturas, são elas, a pronação, caracterizada pela combinação dos movimentos de eversão, abdução e dorsiflexão, e a supinação, determinada pela associação dos movimentos de inversão, adução e flexão plantar (Irvine & Neumann, 2010).

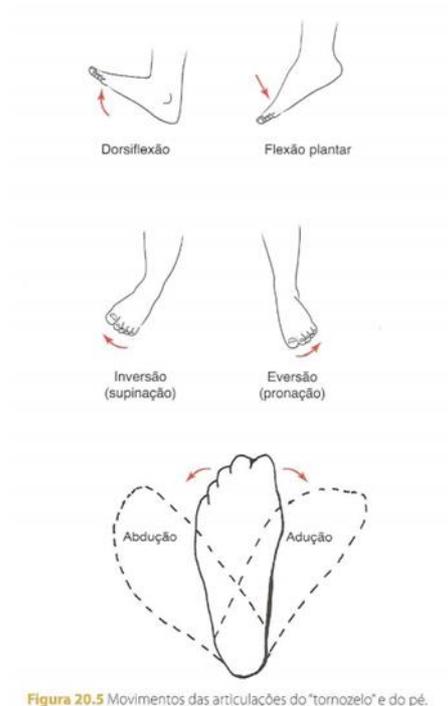


Figura 20.5 Movimentos das articulações do "tornozelo" e do pé.

Figura 3 - Movimentos das articulações do tornozelo e pé (reproduzido de Cinesiologia Clínica e Anatomia 5º ed., 2011)

### 2.1.3

### Arcos do pé

Os ossos que compõem o pé são posicionados de forma longitudinal e transversal, produzindo um arqueamento em relação ao solo, dando origem aos arcos transversal e longitudinal na região plantar do pé, esses arcos permitem uma maior sustentação e distribuição do peso sobre o pé. O arco transversal envolve os três cuneiformes, o cuboide proximal e a face distal da base dos cinco metatarsos, este arco proporciona uma estabilidade transversal ao mediopé. Durante a aceitação do peso sobre o membro ocorre um leve abaixamento do arco com a finalidade de distribuir o peso do corpo por todos os metatarsos. Os músculos intrínsecos e extrínsecos, como o tibial posterior e o fibular longo, auxiliam na função desse arco (Gwani *et al.*, 2017).

O arco longitudinal lateral abrange o calcâneo, o cuboide e o quarto e quinto metatarso. Este arco é mais baixo que o medial e é descrito como plano, além de possuir uma mobilidade limitada. Durante a marcha, mais especificamente na fase de aceitação do peso, esse arco apoia-se no chão, e, portanto possui uma importante função de suporte (Lippert, 2013). Os ossos que compõem o arco longitudinal medial são,

calcâneo, tálus, navicular, cuneiformes e os três metatarsos mediais. A articulação talonavicular e os tecidos conjuntivos associados funcionam como uma base para o arco longitudinal. Este arco apresenta uma estrutura côncava que permite que o pé suporte as cargas aplicadas durante as atividades de baixa e alta intensidade, como por exemplo durante a corrida. Durante a marcha, na fase de apoio, o peso do corpo distribui-se anterior e posteriormente por todo o arco longitudinal medial em direção ao calcânhar e aos metatarsos, gerando uma depressão do arco e, conseqüentemente, aumentando a distância entre o calcâneo e as cabeças dos metatarsos. A medida que ocorre esse abaixamento do arco, o retropé admite uma ligeira pronação em relação a tibia. No deslocamento do peso do corpo para a outra perna, durante a marcha, o arco longitudinal medial retorna a sua posição inicial, assim como o calcâneo (Irvine & Neumann, 2010).

A altura do arco longitudinal medial é uma importante medida para determinar a classificação da postura do pé do indivíduo, identificando o pé normal, o pé cavo ou o pé plano. Segundo Buldt *et al.* (2018), a postura dos pés está associada ao desenvolvimento de patologias como a síndrome do estresse tibial medial, a dor fêmoropatelar e à fascite plantar, visto que afeta a distribuição da pressão plantar, a absorção de força, o equilíbrio e a marcha (Zuil-Escobar, Martínez-Cepa, Martín-Urrialde *et al.*, 2018).

#### 2.1.4 Características morfológicas que influenciam a forma do pé

A morfologia do pé está associada à sua função muscular, portanto diferenças morfológicas em indivíduos adultos e crianças podem estar relacionados à força muscular, exercida na posição ortostática, e à marcha e, devido a isso, podem provocar um impacto negativo na qualidade de vida. Portanto, faz-se necessário conhecer e avaliar os parâmetros morfológicos como, altura do pé, comprimento do pé, altura dos arcos do pé e altura do osso navicular, com a finalidade de descrever o tipo de pé, simplificar a complexidade anatômica da estrutura do mesmo, prever implicações práticas para melhoria da capacidade muscular do pé e prevenir possíveis lesões (Xiao *et al.*, 2020).

Existem condições que afetam de maneira considerável a função do pé e que já existem estudos que discorrem sobre o tema, como por exemplo, a síndrome do navicular acessório, caracterizada como uma alteração congênita, no qual ocorre o desenvolvimento de um centro de ossificação secundária na tuberosidade do osso navicular. Em geral, essa síndrome é assintomática, entretanto os sintomas podem surgir devido a pressão do sapato no osso ou após traumas e lesões no pé (Jegal *et al.*, 2016).

Nozaki *et al.* (2020) afirmaram que existem diferenças anatômicas na superfície articular do tálus entre homens e mulheres. O resultado desse estudo verificou que o calcâneo feminino é orientado mais

anteriormente e medialmente (produzindo uma eversão demasiada do calcâneo) comparado ao calcâneo masculino. Outros estudos reforçaram a alta percentagem de pés cavos em mulheres atletas, assim como uma maior prevalência de lesões (Miguel-Andrés *et al.*, 2020). Segundo Jellema *et al.* (2019), os homens idosos têm parâmetros da largura do pé, do arco superior e da profundidade dos dedos maiores do que as mulheres. Por sua vez, os pés planos são mais comuns em mulheres idosas, assim como a prevalência do hálux valgo.

Além do dimorfismo sexual relacionados ao pé, há também diferenças significativas no envelhecimento, como por exemplo a circunferência do antepé, tornozelo e peito do pé tende a ser maior, a posição da superfície articular do calcâneo localiza-se mais posteriormente com o envelhecimento e em adição, ocorre uma depressão no osso navicular (Nozaki *et al.*, 2020). No estudo de Kasović *et al.* (2020), a respeito da associação do sedentarismo e a pressão plantar, verificou-se que mais tempo gasto em comportamentos sedentários tem forte relação com picos de pressão plantar mais elevados nas áreas do antepé, mediopé e retropé e com o pico de pressão médio.

Ademais, existe uma predisposição ao surgimento de dores nos pés em pessoas com obesidade comparado a pessoas com índice de massa corporal normal (Dufour *et al.*, 2017). Butterworth *et al.* (2015), a obesidade é um problema de saúde mundial e está associada a distúrbios musculoesqueléticos que afetam os membros inferiores e dor inespecífica no pé. Isso pode ocorrer devido a sobrecarga mecânica do pé e as mudanças estruturais na pressão plantar, postura, movimento articular e velocidade de marcha, provocados pelo excesso de peso corporal. Para Jeong *et al.* (2021), complicações como problemas de equilíbrio, lesões no membros inferiores e redução da sensibilidade cutânea plantar podem estar relacionado com a alteração na biomecânica e pressão plantar que surgem com o aumento crônico da massa corporal.

#### *2.1.4.1 Pes planus*

Segundo Jiang *et al.* (2021), o pé plano é uma deformidade músculo-esquelética que é definida pela depressão do arco longitudinal medial, e essa condição está associada ao sexo, idade e peso. O pé plano pode ser de dois tipos, flexível ou rígido. O pé plano flexível é caracterizado pela ausência do arco durante o suporte de peso, entretanto o arco se recupera em condições em que não há suporte de peso. Já o pé plano rígido, o arco medial longitudinal está ausente mesmo sem o suporte de peso.

Sendo assim, o pé plano pode ser considerado uma deformidade congênita, secundária à malformação óssea ou articular e pode necessitar de correção cirúrgica durante a infância. Existem diversas causas para essa deformação, mas geralmente se dá pela frouxidão articular nas regiões de mediopé ou antepé, em alguns casos combinado com uma hiperextensão ou enfraquecimento da fásia plantar ou tibial

posterior. Essa hiperextensão ou enfraquecimento são compensados pelos músculos intrínsecos e extrínsecos (Figura 4), o que pode desenvolver fadiga nesses músculos devido ao uso excessivo (Irvine & Neumann, 2010).

Zuil-Escobar *et al.* (2018) descreveram que o pé plano pode estar associado a variações no alinhamento dos membros inferiores, dentre elas estão, a pronação subtalar, a rotação interna da tibia, o *genu recurvatum* e a instabilidade anterior do joelho. Outrossim, essa depressão do arco longitudinal medial compromete a capacidade do pé de dissipar as cargas da maneira ideal, de modo que diminui a absorção de impactos e a estabilidade durante a corrida e a caminhada.

Levinger *et al.* (2010) afirmou que o pé plano tem sido associado à função alterada do pé, no que se refere a eversão prolongado do calcanhar, aumento da rotação interna da tibia, aumento da abdução do antepé, atenuação da eficiência da marcha e redução da absorção do impacto. Devido a isso, é possível que maior estresse seja aplicado às estruturas envolvidas no controlo desses movimentos durante a fase de apoio da marcha. Ademais o movimento anormal do pé pode levar a maior estresse em estruturas proximais, como por exemplo, a articulação do joelho. Esses fatores podem elevar o risco de lesões por uso excessivo.

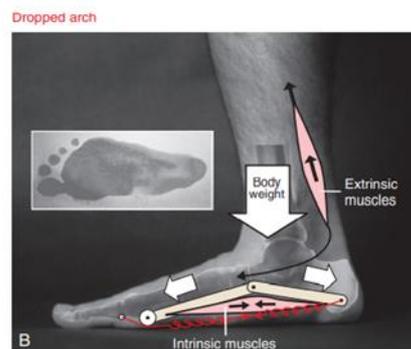


Figura 4 - Pé plano (Reproduzido de Kinesiology of the Musculoskeletal System 2nd, 2010)

#### 2.1.4.2 *Pes cavus*

Esta condição ortopédica caracteriza um arco longitudinal medial anormalmente elevado, usualmente associado ao varo excessivo (inversão) do retopé e, comumente ao valgo (eversão) do antepé, como meio de compensação. O pé cavo pode ser fixo ou progressivo e manifestar-se na primeira infância ou ao longo da vida do indivíduo e pode alterar a biomecânica da marcha e da corrida (Irvine & Neumann, 2010). Segundo Seaman e Ball (2021), durante a marcha o pé cavo apresenta uma do retopé compensatório, um mediopé inflexível e uma diminuição da absorção do impacto devido a compressão

da fásia plantar. Essa compressão da fásia plantar afeta de maneira negativa a fase de apoio durante o ciclo da marcha.

Krähenbühl e Weinberg (2019) destacam que existem casos em que essa deformidade ocorre por outros fatores, como um trauma, por exemplo. Neste caso, essa condição apresenta-se de maneira mais unilateral e pode estar relacionada a uma má consolidação óssea, a síndrome compartimental, a lesão do nervo fibular, instabilidade do retropé, entre outros. O pé cavo também pode ser resultado de uma má formação do pé não tratada ou subtratada ou por razões idiopáticas. Além disso, esta condição pode está associada a alguma patologia neurológica subjacente, como por exemplo a paralisia cerebral, doença de *Charcot-Marrie-Tooth* (CMT), lesões da medula espinhal, doença de Parkinson, na qual há uma fraqueza de alguns músculos e um desequilíbrio por consequência disso.

#### 2.1.5 Classificação do pé quanto à dimensão dos dedos

É possível classificar o pé quanto a dimensão dos dedos, e inclui três tipos (Figura 5): Romano ou Quadrado, identificado pelo comprimento equivalente do hálux e do segundo dedo do pé, Egípcio, caracterizado pelos quatro dedos laterais serem mais curtos que seu anterior adjacente, e Grego, em que o segundo dedo é maior que o hálux (Kizawa *et al.*, 2020).

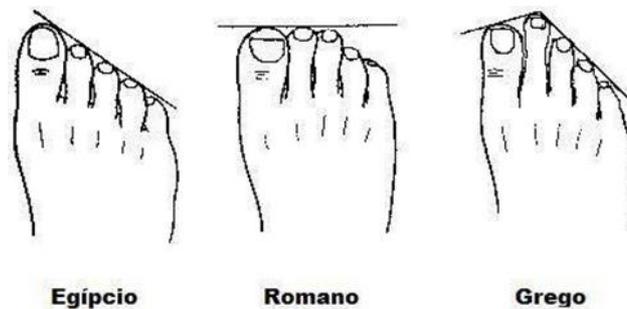


Figura 5 - Classificação quanto à dimensão dos dedos (adaptado de Blog Pé Relax, 2021)

#### 2.1.6 Patologias que influenciam a forma do pé

Como descrito anteriormente, existem deformidades que não apresentam uma condição neurológica ou genética ou sistêmica aparente, e, portanto, devido à sua causa desconhecida esses casos são denominados idiopáticos. Contudo, existem algumas patologias que podem influenciar diretamente na conformação do pé. De acordo com Bernasconi *et al.* (2021), a doença chamada *Charcot-Marie-Tooth* (CMT) é uma neuropatia periférica sensoriomotora hereditária que causa uma disfunção nos músculos

intrínsecos provocando uma flexão plantar do primeiro metatarso, assim como uma posição de varo no retropé e um tornozelo equino em função da tensão nos músculos gastrocnémio e sóleo. Buldt e Menz (2018), relataram que crianças com Síndrome de *Down*, quando comparadas com crianças sem Síndrome de *Down*, geralmente possuem os pés mais curtos e planos, e tem uma maior propensão a desenvolver um hálux valgo.

Ramos-Petersen *et al.* (2021), a artrite reumatoide é uma doença inflamatória crónica que frequentemente acomete as extremidades das articulações dos membros superiores e inferiores, causando dor, rigidez, edema e parestesia. Segundo Collings *et al.* (2021), a neuropatia diabética pode acometer os nervos periféricos e dar origem ao pé diabético, caracterizado pela dor na região, diminuição da sensibilidade, edema, alteração na temperatura, úlceras e lesões. Elevadas pressões plantares durante a locomoção contribuem para o desenvolvimento de úlceras no pé diabético, portanto é necessário o uso de calçados apropriados, que auxiliam na redução do estresse repetitivo em todos os momentos da marcha.

## 2.2

### Conceitos gerais de Ergonomia

Gruber *et al.* (2019) afirmaram que a Ergonomia é a ciência que analisa as interações existentes entre os seres humanos e os ambientes em que eles estão inseridos. Esta ciência dispõe de técnicas, teoria, princípios e dados para promover o bem-estar do indivíduo e o desempenho do sistema como um todo. Macêdo *et al.* (2020) apontaram como objetivos gerais da Ergonomia o desempenho, a produtividade e a eficiência das organizações, a saúde, o conforto e a segurança das pessoas. Por esse motivo, é possível identificar mudanças positivas na produtividade por meio da promoção de um ambiente seguro e confortável para os colaboradores.

Stefana *et al.* (2021), a Ergonomia é uma ciência centrada no ser humano que possui uma perspectiva integral, considerando diversos fatores relevantes, como as capacidades, necessidades e limitações dos indivíduos e atua de modo a maximizar as capacidades e mitigar as limitações. Deste modo, a Ergonomia pode intervir em diferentes aspetos, como por exemplo a Ergonomia física, referente às características anatómicas e fisiológicas, a Ergonomia cognitiva, que está relacionada aos processos mentais, como a percepção, memória e a resposta motora, e a Ergonomia organizacional, que corresponde ao processo de otimização de sistemas sociotécnicos. Portanto, Reiman *et al.* (2021) salientaram que a Ergonomia auxilia na promoção de fatores importantes para o bem-estar físico e social do trabalhador, além de ser essencial para a segurança e prevenção de doenças músculo-esqueléticas relacionadas ao trabalho

(LMERT), e, como ciência, utiliza de dados e métodos para compreender as interações entre o ser humano e outros elementos do sistema.

De acordo com Abinaya Ishwarya e Rajkumar (2020), o empregador que atenta para questões ergonômicas obtém resultados relevantes, como o aumento da produtividade, redução de acidentes de trabalho e lesões, e o trabalhador também é beneficiado com a redução do estresse mental, redução da dor musculoesquelética, aumento das competências e eficiência na realização do trabalho.

### 2.2.1

#### Ergonomia e design

Devido a abrangência de suas ações, a Ergonomia tem um papel fundamental no desempenho e evolução da interação homem-máquina, e pode contribuir para o início de um projeto, como uma função preventiva, assim como no redesenho de um posto de trabalho. Segundo Dianat *et al.* (2018), os *designers* de produtos e ambientes devem utilizar das ferramentas da Ergonomia para avaliar as medidas dos usuários-alvo para que o local ou produto seja apropriado para o indivíduo, por isso, faz-se necessário haver uma maior percepção e comunicação sobre a Ergonomia/Fatores Humanos no *design* de novas tecnologias.

Portanto, a Ergonomia desempenha um papel fundamental no *design* de produto, e tem como objetivo promover uma qualidade dos sistemas em que as pessoas estão vinculadas cotidianamente. Essa qualidade é o resultado das questões físicas (antropométricas e biomecânicas), sensoriais e cognitivas das pessoas, e as características do produto. A vista disso, a avaliação do *design* e a qualidade ergonômica não está sujeita apenas ao produto em si, mas nas relações que o utilizador estabelece e o contexto em que podem estar inseridos (Tosi, 2020c).

De acordo com Xu *et al.* (2019) a Ergonomia/Fatores Humanos possui grande contributo para o *design* devido às suas características fundamentais, sendo elas, a abordagem sistêmica e o objetivo final da Ergonomia, que é o desempenho e bem-estar do usuário. Reinert e Gontijo (2019) destacaram que o cuidado com a usabilidade do produto tem crescido, devido as diferentes condições legais, ao risco de acidentes, a demanda dos consumidores e ao próprio desempenho do produto. Posto isto, é primordial incluir a Ergonomia em todas as etapas do planejamento do produto.

### 2.2.2

#### Calçados e palmilhas

Russo *et al.* (2020), os seres humanos começaram a usar sapatos há cerca de 40.000 anos. Com o passar dos anos o formato e a função dos calçados mudaram, de uma ferramenta de proteção para os pés passou a ser um utensílio de moda. Porém, essa alteração colaborou para o surgimento de certas

deformidades e patologias no pé, entre elas estão o hálux valgo, a fascite plantar e a tendinopatia de Aquiles. De acordo com Janson, Newman, e Dhokia (2021), o calçado de segurança faz parte do Equipamento de Proteção Individual (EPI) do trabalhador, e tem como objetivo preservar o pé de algum possível dano. Entretanto os usuários desses calçados relatam desconforto, principalmente na região da biqueira.

Pessoas que trabalham longos períodos de pé estão propensos ao desenvolvimento de LMERT. Segundo Anderson *et al.* (2021), a presença de dores no pé e tornozelo são frequentemente relatadas, porém ainda existe uma certa limitação quanto a compreensão e solução do desconforto. Os calçados profissionais podem estar associados as LMERT nos membros inferiores devido à sua relevância em variáveis biomecânicas, na pressão plantar e na atividade muscular. Posto isto, é necessário atentar para fatores importantes na escolha dos calçados, como o conforto, as propriedades físicas dos calçados e palmilhas, a frequência de uso e de substituição do mesmo.

O calçado adequado é determinado pela boa adaptação do pé e da palmilha, sem perder o ajuste e a função do calçado. O calçado que causa desconforto no usuário pode limitar sua mobilidade e afetar suas atividades de vida diária (Ramos-Petersen *et al.*, 2021). Pessoas idosas queixam-se de dores nos pés ao usar sapatos devido às deformidades presentes, como hálux valgo e dedos em garra, característicos desta fase. Devido a isto, Jellema *et al.* (2019) afirmaram que sapatos inadequados e inseguros afetam o equilíbrio e a marcha, e estão associados ao risco de quedas.

De acordo com Cotoros e Stanciu (2020), assim como certas patologias, os calçados usados atualmente têm grande influência na pressão plantar. Áreas com alta pressão plantar, geralmente são áreas onde é percebido um maior desconforto. Portanto, um calçado inadequado pode afetar a habilidade natural do pé de controlar a energia de impacto e proporcionar equilíbrio. De modo a melhorar a distribuição da pressão plantar e o conforto, existem calçados personalizados de acordo com os dados antropométricos do consumidor. Zwaferink *et al.* (2021), evidenciaram que em pacientes com neuropatia diabética, os calçados e palmilhas terapêuticas podem mitigar os picos de pressão plantar.

As palmilhas são dispositivos importantes entre o pé e o calçado, e dispõem de usos diversos, desde a aplicação em desportos até o tratamento de diversas patologias no pé. Isso é possível devido aos diferentes recursos que elas possuem e que podem provocar efeitos distintos no conforto, na pressão plantar e na cinemática. Uma palmilha desconfortável pode causar dor, afetar a distribuição da pressão plantar e a atividade muscular (Lo *et al.*, 2018).

As palmilhas que contêm o material de alta densidade são mais resistentes ao estresse, e, por esse motivo reduz a capacidade de amortecimento, entretanto é mais apropriada para o controle de

movimento. Já as de material de baixa densidade auxiliam na redução do pico de pressão plantar, permitindo um melhor ajuste do pé, criando uma distribuição de pressão mais uniforme. Nas profissões como militar e bombeiro, frequentemente existem atividades de transporte de carga, essas atividades aumentam as forças de reação vertical e ântero-posterior do solo gerando um aumento da pressão plantar na região do antepé. Uma maneira de amenizar este problema, é o uso de palmilhas com atributos de amortecimento que reduzem a força de reação do solo e redistribuem a pressão plantar, de modo que absorvem o impacto transmitido aos membros inferiores (Melia *et al.*, 2021).

### 2.2.3

### Conforto

Há três critérios para avaliação de um calçado, são eles, a forma, referente a estética do calçado, a função, relacionada ao propósito pretendido, e o ajuste, que diz respeito a maneira como o calçado pode acomodar a morfologia do pé. Em muitos casos o ajuste tem grande influência na função, afinal não é possível que o calçado cumpra seu objetivo se não couber corretamente no pé (Buldt & Menz, 2018). De acordo com Lindorfer, Kröll, e Schwameder (2020), o conforto é um parâmetro essencial da função ajuste do calçado, pois estimula o uso do mesmo e não impede as atividades do dia a dia.

Conforme Teixeira *et al.* (2021), por ser um parâmetro subjetivo e complexo, o conforto está primordialmente sujeito ao utilizador e suas concepções físicas e emocionais. Contudo, existem alguns critérios que podem influenciar nessa percepção, como por exemplo, o conforto térmico, a flexibilidade, o peso, a absorção de impacto e a distribuição da pressão plantar. Segundo Hurst *et al.* (2017), o local mais afetado pela dor e o desconforto do calçado é o antepé. Por essa razão, o antepé é mais rígido em pessoas que utilizam sapatos com formato e volume reduzidos nessa região, e, essa atenuação na mobilidade pode dar origem a deformidades, lesões e patologias.

O conforto do calçado exerce um papel também na segurança do trabalhador, pois ao sentir o desconforto, o trabalhador pode vir a substituir o calçado por suas próprias alternativas, colocando em risco sua própria segurança. Alguns fatores físicos das palmilhas como a dureza do material ou a capacidade de amortecimento influenciam a percepção de conforto, assim como algumas variáveis biomecânicas, como a altura do arco medial do pé, a cinemática e a pressão plantar (Anderson *et al.*, 2020). De acordo com Lo *et al.* (2018), o material da palmilha, os resultados da medição da pressão plantar, o conforto térmico e a permeabilidade ao ar são variáveis importantes na avaliação do conforto percebido.

## 2.3

## Conceitos gerais de Antropometria

A palavra Antropometria provém do grego *Anthropos*, que significa humano, e *metron* que significa medida, responsável pela técnica de coleta sistemática de medição das características físicas do corpo humano, peso corporal, tamanho e forma (Tur & Bibiloni, 2019). Portanto, este tópico pretende abordar os conceitos, importância e uso da antropometria em projetos de Ergonomia e Fatores Humanos e a Digitalização 3D como forma de medição antropométrica.

### 2.3.1

### Antropometria

Com o intuito de alcançar o conforto e a acomodação física no uso de produtos ou espaços, é preciso ter em vista a morfologia dos utilizadores finais. A combinação desses fatores resulta nos principais objetivos da Ergonomia, adaptar o produto ao usuário, e, dessa forma, obter um impacto positivo no desempenho e na preferência (Castellucci *et al.*, 2019). Dessarte, a Antropometria é um ramo da Ergonomia que conjuga as dimensões de um produto ou ambiente com as do usuário (Pheasant, 2003). Desse modo, ela oferece uma compreensão da caracterização e variabilidade humana através dos dados antropométricos, os quais reúnem medidas como comprimento, altura, largura e circunferência do corpo (Rodríguez Vega *et al.*, 2021).

Dianat *et al.* (2018) descreveram que a Antropometria tem uma variedade de aplicações em diferentes esferas, como por exemplo na Ergonomia, Nutrição, Engenharia, *Design* de produto e Medicina. Produtos e locais de trabalho que são incompatíveis com as características antropométricas do usuário final, podem aumentar o risco de desenvolvimento de lesões músculo-esqueléticas. Portanto, as medidas antropométricas possuem alta significância na concepção de informações para criação de equipamentos, produtos, roupas, ferramentas e ambientes, os quais são diretamente proporcionais ao conforto, ao ajuste, a segurança e a produtividade do indivíduo.

Segundo Lacko *et al.* (2017), a Antropometria é o campo da ciência que atua na análise morfológica do corpo humano. Ela associa-se a Ergonomia a fim de aplicar esse conhecimento para criação de produtos com melhor encaixe. No *design* de produto ergonômico utiliza de estatística descritiva para uma série de medidas antropométricas e uma equação de *design* é criada para conectar essas medidas às dimensões do produto.

Para Gyi *et al.* (2019), a Antropometria é a ciência que mede o corpo humano de pessoas com dimensões corporais únicas e em proporções distintas que determinam sua forma corporal. Esses dados são de alta relevância para os processos de criação do *design* dos espaços onde as pessoas trabalham e dos produtos que elas adquirem. Neste estudo foi criado um conjunto de dados antropométricos de pessoas

de tamanho grande, os dados coletados permitiram um melhor entendimento do tamanho e forma desta população em termos de variabilidade e grandezas previstas.

Dimensões antropométricas são fundamentais, pois permitem caracterizar a população a ser estudada e avalia as restrições que essas características impõe ao projeto, com o intuito de construir um *design* do produto ou espaço eficaz (Castellucci *et al.*, 2019). Os dados antropométricos têm como objetivo caracterizar o corpo humano através de dimensões corporais, tal como altura, largura, circunferência e comprimento. Entretanto, apesar da relevância das dimensões antropométricas, é difícil encontrar bancos de dados atualizados, mesmo em países desenvolvidos (Rodríguez Vega *et al.*, 2021).

Um dos fatores importantes para obtenção de um local de trabalho seguro e produtivo é a adequação do produto às dimensões antropométricas do usuário. Essas dimensões antropométricas geralmente são encontradas em tabelas que apresentam a distribuição da população em percentis. O uso dos percentis, é uma abordagem univariada que correspondem aos limites, 1% e 5% e 95% e 99%, representando os extremos das proporções humanas (Rodríguez Vega *et al.*, 2021). Existem casos que são usadas mais de uma dimensão antropométrica e por isso exigem cálculos mais complexos. Nestes eventos, devem ser considerados parâmetros bivariados (dois parâmetros), utilizados no desenho de vestimentas, como capacetes, ou multivariados (mais de dois parâmetros) (H. Castellucci *et al.*, 2020).

### 2.3.2

### Digitalização 3D

Para que os dados antropométricos sejam eficazes, eles devem representar com clareza as medidas da população-alvo. Novos métodos que permitem que a coleta de dados seja feita de maneira válida e confiável têm surgido, entre eles, destacam-se os procedimentos computadorizados (Barroso *et al.*, 2005). A digitalização 3D fornece o *design* de ferramentas personalizadas, como as palmilhas ortópticas e os calçados especiais. Além disto, permite uma coleta de dados mais rápida e conseqüentemente mais abrangente (Rogati *et al.*, 2021).

Tradicionalmente, os profissionais que atuam com a Antropometria usavam ferramentas como compassos de calibre e fita métrica para realizar as medições, hoje em dia novos métodos de registro de formas corporais têm surgido, sendo a digitalização 3D um deles (Lacko *et al.*, 2017). De acordo com Löffler-Wirth *et al.*(2016), a Antropometria digital por varredura a *laser* substituiu os métodos de medição mais tradicionais. A digitalização 3D é ideal para a triagem de grandes populações e levantamentos epidemiológicos de grande escala, devido à aquisição detalhada das dimensões corporais e a facilidade e eficiência do uso.

A antropometria tridimensional foi desenvolvida com o objetivo de responder automaticamente a dados digitalizados em 3D de humanos e resumir os dados em estatísticas tradicionais. Para Löffler-Wirth *et al.* (2016), as informações antropométricas são muito importantes para o *design* e ajuste adequado do calçado, para isso é preciso considerar as medidas de comprimento e largura do pé, e região do arco longitudinal medial de pessoas de diferentes gêneros e grupos étnicos, em razão das múltiplas características distintas entre os indivíduos. A técnica de digitalização 3D parece ser uma boa escolha para uma abordagem robusta e precisa dos dados antropométricos.

## 2.4 Conceitos gerais de Biomecânica

O corpo humano é um sistema biológico submetido às leis da física, e, por isso, pode ser estável ou instável e capaz de suportar muitas limitações provenientes de tensões físicas que podem ser ocasionadas por estresse postural ou por estresse induzido por uma tarefa (Bridger, 2018). A ciência que avalia a mecânica do corpo humano é a Biomecânica, neste tópico serão abordados conceitos da Biomecânica, da marcha humana, da análise biomecânica da marcha e os procedimentos de avaliação da marcha, mais especificamente o protocolo do *Oxford Foot Model* e a análise da pressão plantar.

### 2.4.1 Biomecânica

O termo “biomecânica” é composto pelo prefixo “bio”, que representa “vida”, atribuído ao estudo da ação das forças, que é a mecânica. As forças referidas nessa definição, abrangem tanto as forças produzidas pelos músculos como as forças externas que agem sobre o corpo. Além disso, é importante abordar outras subdivisões da Biomecânica que possuem relevância neste estudo, denominadas cinemática e cinética. Em suma, a cinemática analisa o movimento de uma perspectiva espaciotemporal, sem considerar as forças que atuam sobre ele. A cinética por sua vez, examina as forças que interagem com um sistema, seja o corpo humano ou algum objeto (Hall, 2016).

De acordo com Hamill *et al.* (2015), a Biomecânica estuda os sistemas biológicos, sua função e estrutura, através dos princípios da mecânica. A análise biomecânica avalia o movimento realizado pelo indivíduo, podendo ser qualitativamente, com a descrição do movimento observado, ou quantitativamente, com a medição de algum aspecto do movimento (como por exemplo, direção e velocidade).

A Biomecânica é uma área científica interdisciplinar que reúne diversas figuras profissionais em sua aplicação, entre elas estão, o estudo da marcha humana, interação homem-máquina, criação de próteses e órteses e o campo ocupacional. Cada setor aplicado desenvolveu ferramentas e modelos adequados

ao seu campo de intervenção, entretanto os princípios físicos e biológicos são comuns. Na Biomecânica Ocupacional, um dos campos de interesse é análise da postura e do movimento (Tosi, 2020a).

#### 2.4.2

#### Marcha Humana

Segundo Taborri *et al.* (2016), a marcha humana é um processo cíclico (padrão motor), com seu início demarcado pelo contacto do calcanhar no solo e finalizado pelo mesmo evento com o mesmo pé e que demanda uma sinergia dos músculos, ossos, articulações e sistema nervoso. Durante a marcha, ao mover o corpo para frente, existe um membro que tem uma função suporte enquanto o outro membro avança. Após isso, há uma inversão dos seus papéis. Essa sequência de eventos é repetida por cada membro inferior até o fim ascendido. O ciclo de marcha é determinado por uma única sequência dessas tarefas realizadas por um membro.

Portanto, cada ciclo de marcha é dividido em duas fases, a fase de apoio, correspondente a 60% do ciclo e a fase de balanço, equivalente a 40% do ciclo (Figura 6). A fase de apoio é designada pelo período em que o pé está em contacto com o solo. Esta, é subdividida em três intervalos: o início e o fim do apoio contêm o tempo em que ambos os pés estão em contacto com o solo, designado apoio duplo, ao passo que, a porção intermédia possui um período em que apenas um membro está em contacto com o solo, denominado apoio médio ou unipodal. A fase de balanço é caracterizada pelo período em que o pé está no ar (Perry & Burnfield, 2010).

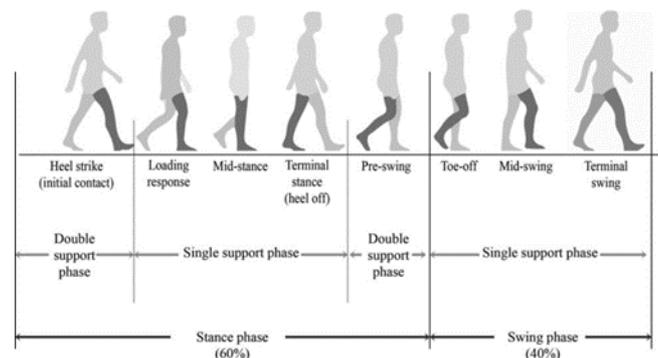


Figura 6 - Fases do ciclo da marcha (reproduzido de Paraskevoudi *et al.*, 2017)

No total existem oito fases no ciclo da marcha, na qual cada uma delas têm um objetivo funcional e um padrão de movimentos sinérgicos com o intuito de alcançar este objetivo. Na marcha normal, a fase de apoio contém cinco subfases: Contacto inicial, Resposta a carga, Apoio médio, Apoio terminal e a Propulsão (pré-balanço). Por sua vez, a fase de balanço é dividida em três subfases: Balanço inicial, Balanço médio e Balanço final. Quando ambos os pés estão em contacto com o solo, é denominado Apoio duplo (Perez-Ibarra *et al.*, 2020).

Lippert (2013) definiu a fase de apoio por cinco eventos importantes, são eles, o toque do calcanhar, após isso o pé apoia-se completamente no solo, seguido pelo apoio médio, posteriormente ocorre a saída/elevação do calcanhar e a saída/elevação dos dedos. Outros autores consideram os eventos da saída/elevação do calcanhar e dos dedos como apenas uma, nomeada como impulso. Além das fases da marcha, outros acontecimentos também devem ser levados em consideração, como o deslocamento vertical e horizontal do centro de gravidade.

Durante a marcha, o pé responde através de um sistema de suporte. O calcanhar, o tornozelo, antepé e dedos dos pés funcionam como *rockers*, os quais permitem o avanço do corpo suavemente (Figura 7). O primeiro, é chamado de *rocker* do calcanhar. O contacto com o solo é feito através do calcâneo, neste período o peso corporal incide sobre o membro de apoio e o *rocker* do calcanhar é responsável por preservar o momento gerado pela queda para frente e facilitar a progressão do membro de apoio. O segundo *rocker*, o *rocker* do tornozelo, inicia no momento em que o antepé toca o solo, e o tornozelo torna-se o ponto de apoio para a progressão contínua. Com o pé apoiado, a tibia continua a avançar pelo tornozelo adaptando-se às condições do apoio. Conforme o peso do corpo atinge a cabeça dos metatarsos, o calcanhar afasta-se do solo, este é o *rocker* do antepé. A progressão é acelerada conforme o peso corporal cai além da área de apoio dos pés (Perry & Burnfield, 2010).

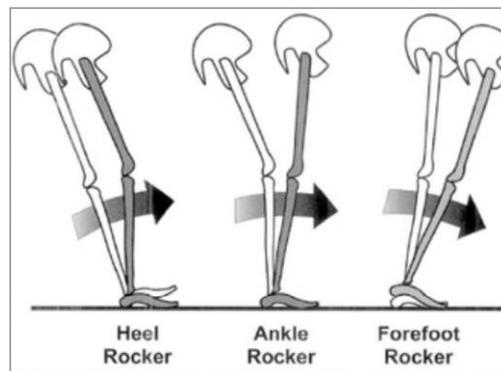


Figura 7 - Rockers da marcha: rocker do calcanhar, rocker do tornozelo e rocker do antepé (reproduzido de Gait Analysis: Normal and Pathological Function 2nd, 2010).

#### 2.4.3

#### Análise biomecânica da marcha

Devido ao avanço da tecnologia tornou-se possível analisar a marcha humana em ambientes científicos e clínicos, através de diferentes procedimentos, como a pedobarografia (medição da pressão plantar), e através de sistema ótico-eletrónico, o qual utiliza de marcadores em proeminências ósseas e são captados por câmaras de infravermelho (Klöpfer-Krämer *et al.*, 2020).

A análise biomecânica da marcha pode ser feita através de sistemas tridimensionais que convertem as imagens em dados quantitativos, no qual são definidos os segmentos corporais e os deslocamentos angulares e lineares, através de um modelo matemático (Perry & Burnfield, 2010). Segundo Hebert *et al.* (2016), esse sistema considera os membros inferiores como segmentos compostos de corpos rígidos e articulações esféricas. Ademais, as rotações relativas de um segmento em relação ao outro acontecem ao redor do centro articular com velocidade angular igual a zero.

De acordo com Martinez-Barba *et al.* (2021), a análise de marcha, avaliada através de alguns parâmetros como, forças de reação ao solo, duração das fases da marcha, distribuição da pressão plantar e centro de pressão, tem sido uma ferramenta útil e muito utilizada para estudos clínicos de diversas esferas da saúde, como reabilitação de paciente com sequelas de AVC, pós cirúrgicos de patologias de joelho e no acompanhamento de pacientes neurológicos. A localização e a quantidade de sensores para análise, podem variar de acordo com a patologia ou aplicação específica do estudo. Por exemplo, em pacientes com neuropatia diabética, os sensores ficam localizados no calcanhar, dedos do pé e cabeça dos metatarsos, com o fim de prevenir e monitorizar a ulceração.

Kim *et al.* (2020) afirmaram que os sistemas de análise de marcha têm diversas utilidades, entre elas, a avaliação de doenças neurológicas, o risco de quedas e as doenças ortopédicas. Alguns parâmetros utilizados na análise de marcha são, o tempo, o comprimento e a frequência da passada e o tempo da fase de apoio e de balanço. Conforme a velocidade da caminhada aumenta, as fases de apoio e apoio duplo tornam-se mais curtas, e a fase de balanço torna-se mais longa. De acordo com Liu *et al.* (2021), a análise da marcha pode contribuir para a recuperação de paciente com patologias neurológicas que possuem sequelas associada a marcha.

#### 2.4.4

#### Procedimentos para avaliação da marcha

Este tópico refere-se aos conceitos de avaliação da marcha utilizando dois procedimentos relevantes: o protocolo do modelo multissegmentado *Oxford Foot Model* e a análise da distribuição da pressão plantar.

##### *2.4.4.1 Oxford Foot Model*

Segundo Zhang *et al.* (2017), estudos anteriores apresentaram algumas dificuldades no que diz respeito a cinemática do pé, entre elas está a complexidade da anatomia do pé e o fato da amplitude de movimento das articulações estudadas no pé serem pequenas. De acordo com Schallig *et al.* (2021), os modelos de pé monossegmentado superestimam o ângulo do tornozelo no plano sagital e acabam por negligenciar os demais movimentos que ocorrem entre os segmentos dentro do pé. À vista disso, alguns modelos multissegmentados do pé foram desenvolvidos, e entre eles está o *Oxford Foot Model* (OFM).

Segundo Levinger *et al.* (2010), o OFM é um modelo cinemático multissegmentado desenvolvido com o objetivo de padronizar a medição do pé durante a marcha e analisar a mobilidade dinâmica do pé através da mensuração dos movimentos realizados pela tíbia, retropé, antepé e hálux, nos planos sagital, frontal e transversal. Também pode ser considerado uma ferramenta para identificar deformidades durante a marcha em comparação com uma população saudável, estabelecer intervenções e acompanhar as possíveis evoluções clínicas no movimento do pé antes e depois do tratamento, em uma ou mais fases do ciclo da marcha (McCahill *et al.*, 2018; Curtis *et al.*, 2009). Portanto, a literatura aponta que esse modelo tem sido utilizado tanto nas pesquisas laboratoriais como na prática clínica para avaliar deformidades, como pés planos sintomáticos e assintomáticos (Hösl *et al.*, 2014), pé torto congênito (Mindler *et al.*, 2014) e fratura intra-articular do calcâneo (Van Hove *et al.*, 2014), além de ter sido comprovada sua repetibilidade em populações saudáveis (Stebbins *et al.*, 2006; Curtis *et al.*, 2009; Carson *et al.*, 2001).

#### 2.4.4.2 Pressão Plantar

A análise da pressão plantar, também conhecida como pedobarografia, é uma técnica capaz de aferir a distribuição da força aplicada pela superfície plantar do pé durante a marcha. O pico de pressão plantar está relacionado ao valor máximo registrado em uma região do pé durante a caminhada. Esse valor do pico de pressão pode auxiliar na constatação do tipo de pé do indivíduo, como por exemplo, pessoas que possuem o pé cavo tendem a obter um maior pico de pressão na região do calcanhar e na lateral do antepé (Buldt *et al.*, 2018).

Para Peduzzi de Castro *et al.* (2014), a compreensão de como as forças se distribuem no pé durante a fase de apoio da marcha é primordial para perceber as regiões sobrecarregadas. A avaliação da pressão plantar permite analisar o comportamento do tornozelo ou pé durante a caminhada e outras atividades funcionais. Além disso, o desenvolvimento de estudos e testes de palmilhas podem ser úteis para a compreensão dos mecanismos dos dispositivos corretores para tornar as atividades cotidianas mais seguras.

Segundo Ciniglio, Guiotto, e Spolaor (2021), a análise da pressão plantar é uma variável significativa na confecção e validação do *design* do calçado. Os resultados provenientes desta análise têm alta relevância também para pesquisas relacionadas a marcha, postura, para o diagnóstico de patologias e para prevenção de lesões. Para Cotoros e Stanciu (2020), a pressão plantar está diretamente ligada a postura e ao equilíbrio durante as atividades do dia a dia. Estes itens são determinantes para uma vida saudável, por isso pressões plantares distribuídas de maneira uniforme mantém a capacidade natural do pé de controlar a energia de impacto e fornecer apoio e equilíbrio.

Existem vários dispositivos de avaliação da pressão plantar, sendo os mais utilizados atualmente, os sistemas de plataforma plantar e o sistema no calçado, através de palmilhas com sensores. Em seu estudo, Yamamoto *et al.* (2020) relataram que podem haver diferenças entre os picos de pressão plantar em mulheres e em homens, como por exemplo, as mulheres são mais propensas a uma alta pressão na região frontal e medial do pé durante a caminhada e a postura. De acordo com Sanchis-Sanchis *et al.* (2020), é possível encontrar um contraste na pressão plantar entre pessoas jovens e idosos. Na maioria dos casos, altos valores de pressão plantar durante a marcha em idosos estão associados ao risco de lesões, ulcerações e dor, podendo estar relacionada ao uso de calçados/palmilhas inadequados. Mei *et al.* (2020), o tipo de pé (plano, cavo e neutro) é outro fator que influencia os padrões da pressão plantar. O pé plano apresenta uma pressão centralizada medialmente e o pé cavo apresenta uma pressão mais localizada lateralmente, ambas comparadas com o pé neutro. Populações de diferentes etnias, com o hábito de usar calçados possuem uma morfologia do pé diferente e conseqüentemente padrões de pressões plantares associadas.

### 3. METODOLOGIA DA INVESTIGAÇÃO

A investigação pode ser definida como algo que as pessoas investem para fazer descobertas de maneira sistemática, a fim de aumentar o conhecimento a respeito de um determinado tema. Portanto, para ser considerada sistemática, a investigação deve ser feita baseada em atos e lógica, e não apenas em crenças, e, deste modo, necessita de métodos, argumentos, exposição, explicação, crítica e análise (Saunders *et al.*, 2009). Segundo Björk e Ottosson (2007), a pesquisa ou investigação abrange testes, desenvolvimento e avaliação para constatar o atual achado com base nas teorias e descobertas anteriormente publicadas.

De acordo com Melnikovas (2018), a metodologia de pesquisa é o processo que estabelece o meio pelo qual a pesquisa está a ser realizada. Este processo inclui um conjunto de crenças e estimativas baseadas na filosofia que atribuem forma às questões de pesquisa e mantêm a escolha dos métodos de pesquisa até o fim da investigação.

#### 3.1

#### Metodologia genérica

O modelo *research onion* (Figura 8) é capaz de desenvolver uma base firme para a elaboração de pesquisas coerentes e eficazes. Através de uma descrição detalhada das camadas que compõem a metodologia, este modelo tem início na delimitação da filosofia de investigação, definindo as abordagens, métodos e técnicas, assim como os horizontes temporais e os procedimentos para coleta e análise de dados (Melnikovas, 2018). Este modelo, de acordo com Saunders, Lewis, e Thornhill (2019), reúne dados que representam questões latentes à escolha de técnicas da coleta de dados e estratégias de análise.

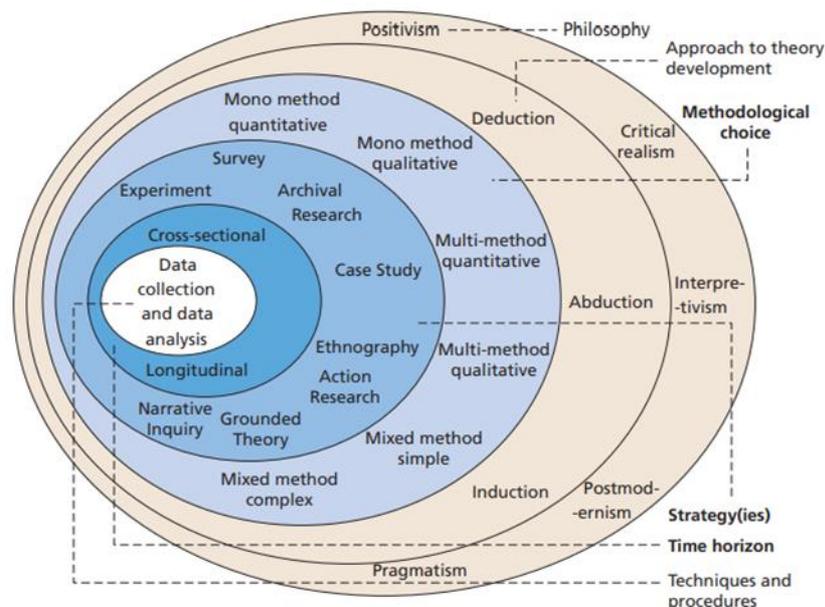


Figura 8 - Research Onion (Reproduzido de Research Methods for Business Students 8th, 2019)

Quanto a primeira camada do diagrama, a filosofia de investigação deste estudo pode ser caracterizada como Positivismo, devido a correlação da filosofia de investigação à pergunta de investigação. De acordo com Al-Ababneh (2020), a visão dessa filosofia carrega um interesse no desenvolvimento de um social abrangente no qual seja possível aplicar um método científico ao estudo da sociedade e dos seres humanos em seu benefício. O conhecimento nesta ciência é baseado na experiência direta e está fundamentado em algo que é postulado, além disso, o positivismo apresenta a descoberta científica como a força motriz do progresso.

O projeto de pesquisa decorre com o fim de testar uma teoria ou desenvolver uma teoria. Quando o intuito é testar uma teoria ou uma posição teórica clara, através da coleta de dados, usa-se a abordagem dedutiva. Quando o objetivo é explorar um tópico e elaborar uma explicação teórica conforme ocorre a coleta e análise dos dados, utiliza-se a abordagem indutiva. A abordagem abdutiva é combinação das abordagens dedutiva e indutiva (Saunders *et al.*, 2019). Devido ao destaque dado à estrutura, quantificação e hipóteses testáveis, a abordagem de investigação deste estudo foi a abordagem dedutiva. A terceira camada do diagrama corresponde a metodologia de investigação. A pesquisa quantitativa, de modo geral, analisa as relações existentes entre as variáveis medidas numericamente e uma coleta de dados padronizada, além disso o pesquisador é independente da amostra. Portanto, há pesquisas de carácter quantitativo que utiliza de uma única técnica de coleta de dados (mono-método quantitativo), por outro lado existem pesquisas que utilizam mais de uma técnica de coleta de dados quantitativos (multi-método quantitativo). A pesquisa qualitativa, por sua vez, é baseada em significados expressos em

palavras com uma análise pautada através da conceptualização. Esta metodologia também pode utilizar do mono-método qualitativo ou multi-método qualitativo na coleta de dados. Além destes, existe a metodologia de pesquisa de métodos mistos, que associa o uso de técnicas de coleta de dados quantitativos e qualitativos no mesmo projeto de pesquisa (Saunders *et al.*, 2019). A metodologia de pesquisa utilizada neste estudo foi a mono-método quantitativo, devido ao significado dos dados ser baseado em números e ter sido utilizado um método de técnica de coleta de dados e os procedimentos analíticos.

Quanto aos fins, o presente estudo é classificado como explicativo, de modo que pretende determinar relações causais entre as variáveis. Quanto aos meios, a estratégia de pesquisa deste estudo é a experimentação, devido a manipulação de uma ou mais variáveis, com o intuito de analisar o impacto dessa variável em um ou mais resultados de interesse. Além disso, este estudo envolve a seleção de amostras a partir de populações conhecidas e possui a definição de uma hipótese teórica, características do estudo experimental (Creswell & Creswell, 2018).

Relativamente ao horizonte temporal da pesquisa, este estudo foi identificado como *cross-sectional* em virtude do levantamento e análise de dados decorrerem em um determinado ponto no tempo (Saunders *et al.*, 2019).

## 3.2 Métodos para recolha e análise de dados

Como referido anteriormente, o presente trabalho está dividido em três partes: análise da pressão plantar, análise biomecânica da marcha e análise antropométrica. Para cada componente foram designados o material e o procedimento utilizado.

A execução do levantamento dos dados foi realizada na Universidade do Minho, no laboratório do Centro de Computação Gráfica (CCG), em parceria com a Indústria de Comércio e Calçados (ICC) e com a ajuda/apoio do CrossLab – Laboratório de Investigação em Saúde da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa – Lisboa.

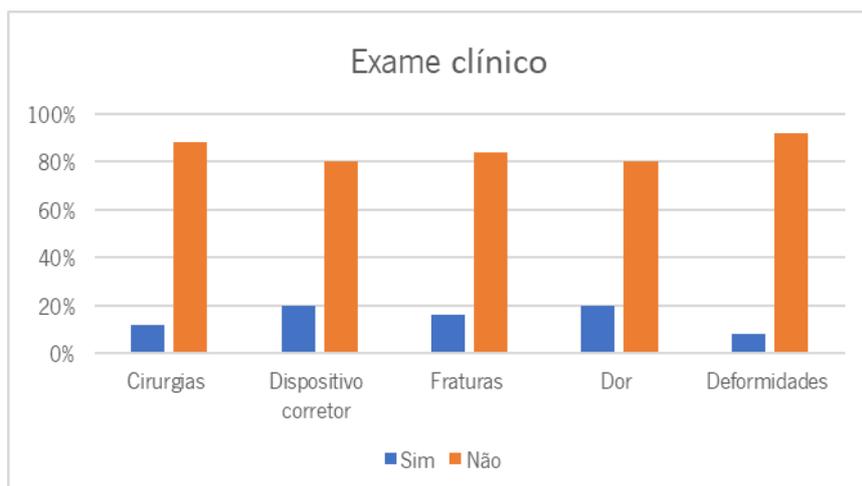
### 3.2.1 Caracterização da amostra

A amostra deste estudo foi composta por 25 participantes dos Bombeiros Voluntários de Guimarães, sendo 19 homens e 6 mulheres, com um intervalo de idade dos 21 aos 59 anos, que resultou em uma média de 38,2 anos de idade. A média do tamanho dos calçados dessa amostra é de 40,7, a altura média dessa amostra é de 1689,1 mm e o peso médio é 80 Kg. Além disso, 68% da amostra apresentou

um Índice de Massa Corporal (IMC)  $\geq 25,0$ , sendo classificados com sobrepeso. Ademais, 44% da amostra possuía ligeira diferença no comprimento dos membros inferiores (0,5 a 2 cm). Nenhum dos participantes apresentou alguma patologia de cunho neurológico ou sistêmico.

Para a realização dos testes, antes os participantes precisaram preencher uma ficha com os dados pessoais (Anexo 1), na qual também era atribuído um código que caracterizou o participante para os três momentos do teste. Além dos dados pessoais, foram levadas em consideração algumas informações importantes a respeito do histórico do participante, as quais foram nomeadas na ficha como exame clínico (Gráfico 1). Portanto, constatou-se que 12% dos participantes já foram submetidos a cirurgias nos membros inferiores, 16% da amostra afirmou ter sofrido alguma fratura nos membros inferiores, 20% dos participantes já fizeram uso de botas ou palmilhas ortopédicas na infância e 8% possui alguma deformidade no pé, sendo elas, *hallux valgo* e dedos em garra.

Gráfico 1 - Caracterização da amostra quanto ao exame clínico.



Para mais, quanto a classificação do pé de acordo com a dimensão dos dedos, 72% apresentou ter o pé egípcio, ou seja, o hálux é o mais longo dos dedos e os demais dedos estão em linha reta inclinando-se ligeiramente, 20% da amostra apresentou o pé grego, o qual o dedo mais longo é o segundo dedo e 2% da amostra tinha o pé romano, caracterizado pelos três primeiros dedos obterem comprimentos similares, enquanto os dois últimos dedos são mais curtos.

Quanto a classificação do pé segundo a altura do arco longitudinal medial, foi avaliado o índice de altura do arco (Motantassut *et al.* 2019), determinada pela relação entre a altura do arco e o comprimento do pé truncado (distância entre o ponto mais posterior do calcanhar e a proeminência da primeira articulação metatarsofalangeana). As medidas foram realizadas em ambos os pés utilizando um

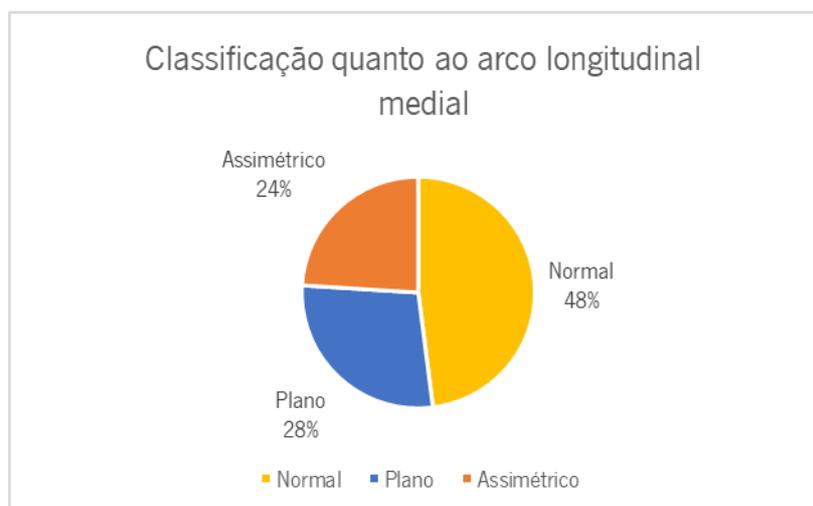
paquímetro e uma fita métrica, desempenhadas pelo mesmo executor em todos os participantes, um fisioterapeuta experiente e especializado na área (Figura 9).



Figura 9 - Medidas do índice de altura do arco; altura do arco e comprimento do pé truncado, respetivamente.

A classificação do tipo de pé foi atribuída após o resultado do índice da altura do arco. Os participantes que tiveram valores entre 0,22 e 0,31 foram considerados como pés normais ou neutros, os que obtiveram valores abaixo de 0,22 foram considerados pés planos e acima de 0,31 pés cavos. A vista disso, a amostra foi composta por 76% dos participantes com pés simétricos, sendo 48% dos participantes com ambos os pés dentro da normalidade, 28% possuía ambos os pés planos e 24% dos participantes apresentaram assimetria, ou seja, um pé neutro e o outro pé cavo ou plano (Gráfico 2). Este protocolo foi essencial para a escolha de uma palmilha em conformidade com o tipo de pé do participante.

Gráfico 2 - Classificação do tipo de pé quanto ao índice de altura do arco



Os participantes deste estudo foram, antes de tudo, informados e esclarecidos a respeito dos objetivos do estudo e dos testes a serem realizados. Cada participante preencheu a ficha referida anteriormente e assinou um termo de consentimento livre e informado (Anexo 2) por meio do qual concordaram com a proposta apresentada. A identidade de cada participante foi assegurada, sendo atribuído um código composto pela data do teste, o número do participante de 1 a 25 e o sexo.

### 3.4

#### Procedimentos gerais

O teste de pressão plantar foi realizado em simultâneo com o teste do sistema *Vicon*. A vista disso, os procedimentos realizados em ambos os testes são os mesmos e serão descritos a seguir. Posteriormente, nos subtópicos, são descritas as particularidades dos testes de pressão plantar e análise de marcha.

Os participantes foram solicitados a comparecer a uma única sessão de teste no laboratório. Após a chegada do participante no local de ensaio, o mesmo era conduzido a um ambiente para que trocasse de roupa e colocasse a roupa apropriada para o teste, oferecida pelo projeto, às mulheres um calção de licra justo e um top, e aos homens um calção de licra justo. Este tipo de vestimenta foi pensado com o intuito de evitar qualquer deslocação dos marcadores (OFM) no desvio da vestimenta durante a caminhada.

Em seguida, o participante era conduzido ao local para realização de algumas medidas biométricas necessárias para o ensaio (Figura 10): a altura (em mm), o peso (em Kg), o diâmetro do joelho e tornozelo e comprimento dos membros inferiores (em mm), além da altura do arco longitudinal medial para classificação do pé. A altura dos participantes foi medida por um estadiômetro portátil da marca Seca, o peso foi medido por uma balança digital da marca SilverCrest. Os diâmetros foram avaliados por um paquímetro da marca Lafayette Instrument Company (Figura 11), e o comprimento do membro inferior foi avaliado por uma fita métrica simples. Todas estas medidas foram realizadas pelo mesmo avaliador, um fisioterapeuta investigador com experiência na área.

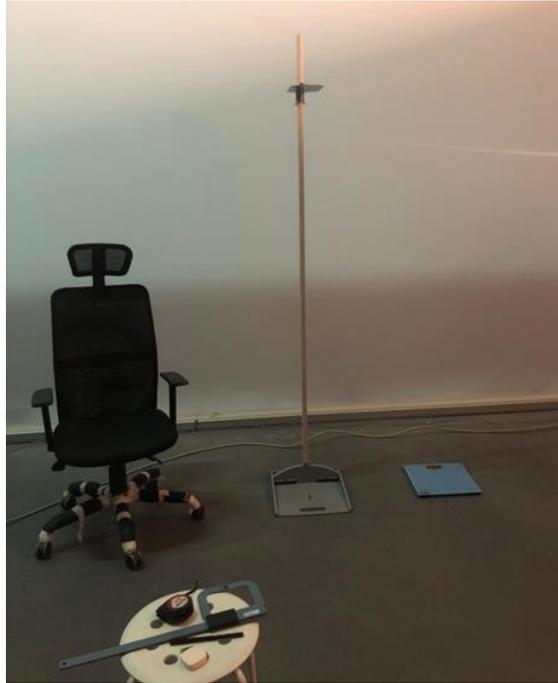


Figura 10 - Espaço para as medidas biométricas



Figura 11 - Diâmetro do joelho direito utilizando o paquímetro

De acordo com a classificação da altura do arco longitudinal medial utilizada neste estudo foram definidos a quantidade de ambientes para cada participante, três ambientes para os participantes com simetria e cinco ambientes para os participantes com assimetria. Portanto, para o participante com simetria: o

primeiro ambiente era realizado com os pés descalços, o segundo ambiente com a palmilha *standard* e o terceiro ambiente com a palmilha inovadora específica para o tipo de pé. Para o participante com assimetria: o primeiro ambiente era efetuado com o pé descalço, o segundo ambiente com a palmilha *standard*, o terceiro ambiente com a palmilha inovadora para pés neutros/normais, o quarto ambiente com a palmilha de correção no pé assimétrico e o quinto ambiente com a palmilha de correção em ambos os pés (Figura 12), esses ambientes do pé assimétrico foram acrescentados com a finalidade de perceber se há necessidade de ter uma palmilha divergente em cada pé ou se a utilização da palmilha de acordo com a necessidade do participante é suficiente.



Figura 12 - Ambientes 2 a 5 de um participante com assimetria

Cada participante recebeu uma palmilha de acordo com a sua numeração, com exceção de dois participantes que tinham um número inferior e outro superior às palmilhas disponíveis no dia do teste. As palmilhas eram separadas em uma caixa de acordo com a quantidade de ambientes para facilitar a troca das mesmas na hora dos ensaios (Figura 13). Para colar a palmilha no pé do participante foi utilizada uma fita cola dupla-face da marca Tesa, além de uma fita adesiva de bandagem elástica da marca DreamK Kinesio para dar mais suporte a palmilha no pé (Figura 14).

Para iniciar o teste foi instruído aos participantes caminhar a uma velocidade confortável pela plataforma, olhando para frente, sem mirar na plataforma de pressão. O início e fim do teste era sinalizado pelos avaliadores. A superfície apresentava-se lisa possibilitando uma maior estabilidade nos dados obtidos.



Figura 13 - Material utilizado na palmilha para fixar no pé



Figura 14 - Palmilha afixada no pé

O participante realizava o trajeto delimitado de uma extremidade a outra do laboratório, fazia a volta e regressava ao ponto de origem, em torno de 4 a 5 vezes (Figura 15). Posteriormente, era solicitado que o participante sentasse numa cadeira para colocação das palmilhas *standard*, e, em seguida as palmilhas inovadoras, de acordo com a quantidade de ambientes pré-determinados pelo tipo de pé do participante, este processo repetia-se três vezes para os participantes com pés simétricos e cinco vezes para os participantes com pés assimétricos. Ao fim do teste, as palmilhas eram desinfetadas com álcool 70%.

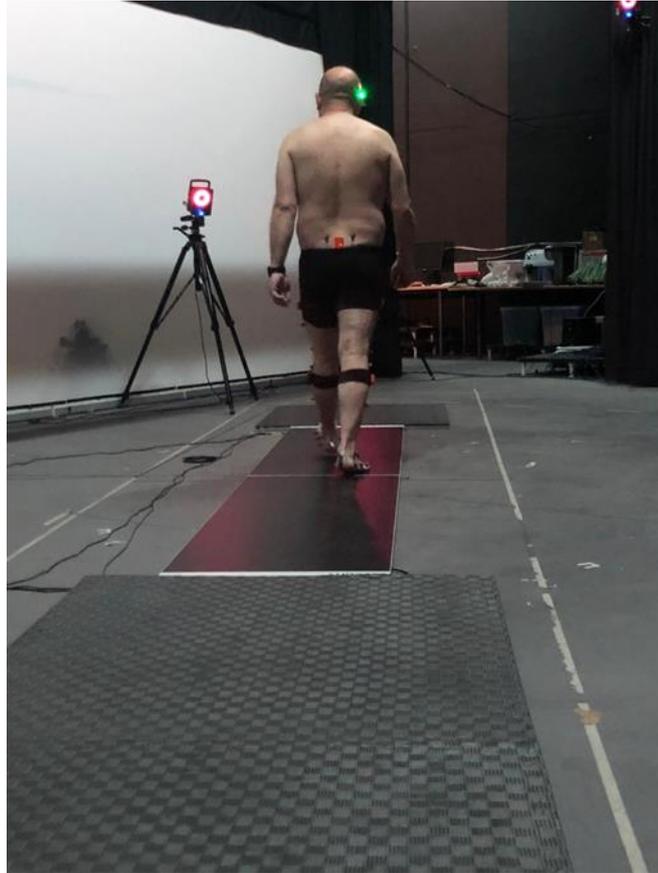


Figura 15 - Início do teste de análise de marcha e pressão plantar

### 3.4.1

### Pressão plantar

Para a medição da pressão plantar foram utilizadas duas plataformas de 1,5 metros da marca *Zebbris Medical GmbH* (Figura 16). A associação destas plataformas permitiu construir um corredor de marcha para avaliação da pressão plantar com três metros de recolha. Esta plataforma de medições é adequada para todos os indivíduos e suas características específicas, além disso, o *software* calcula automaticamente os parâmetros da marcha, e através dos algoritmos é possível capturar várias etapas por intermédio de várias passagens na superfície de medição, o que resulta em avaliações precisas. Portanto, a plataforma utilizada apresenta as seguintes características:

- Frequência de medição: 100 Hz
- Número de sensores: 64 x 176/11264

O sistema integrado à plataforma possui uma matriz de medição que corresponde a sensores de pressão capacitivos dispostos em colunas e linhas próximas uma das outras. A distribuição da força sobre a matriz de medição é determinada por meio da capacidade em proporção à força exercida em cada sensor individual. Em razão da alta quantidade de sensores, o pé é mapeado em alta resolução com o fim de

facilitar qualquer mudança sutil na distribuição da força. O *software* de operação, avaliação e armazenamento, integra sinais de força e fornece a representação gráfica bidimensional e tridimensional dos principais parâmetros.

Esta plataforma é capaz de avaliar as pressões estáticas e dinâmicas, bem como os parâmetros individuais da marcha, por isso, é indicado para diversas finalidades, como por exemplo, análise de postura e marcha, suporte de diagnóstico de mau posicionamento e correção do pé, detecção de esforços mecânicos inadequados e esforço excessivo para prevenção de problemas físicos e reabilitação de deficiências após lesões, apoio no desenvolvimento, adaptação e verificação de produtos ortopédicos, entre outros.

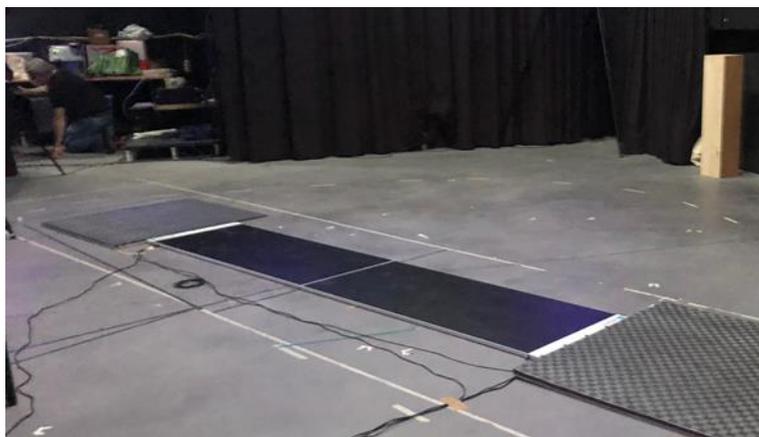


Figura 16 - Plataforma Zebris Medical GmbH

Com a finalidade de nivelar a superfície das plataformas com o solo foram adicionados dois tapetes de borracha, um de cada lado. Ademais, os tapetes também foram úteis para delimitar o espaço para a análise, proporcionar mais segurança ao participante na hora do teste, de modo a evitar que ele olhe para baixo e modifique sua maneira de andar prejudicando os resultados.

#### 3.4.2

#### Análise biomecânica da marcha pelo sistema

#### VICON

A análise biomecânica da marcha foi realizada com base no protocolo do modelo cinemático tridimensional e multissegmentado *Oxford Foot Model* (OFM). Para captura e análise do movimento, o sistema de análise de movimento tridimensional contava com 14 câmaras (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Reino Unido) com *frame-rate* de 100Hz. A calibração do sistema era feita antes do início da recolha dos dados com os participantes. O *Vicon* exporta dados brutos de coordenadas XYZ (em mm) para todos os marcadores capturados.

Antes de iniciar todos os testes, o técnico responsável pela análise verificou o posicionamento de todas as câmaras para abertura e foco da imagem (Figura 17). Após isso foi realizada a calibragem utilizando a “varinha” de dimensões conhecidas com marcadores refletivos associados a ela. Esse processo foi realizado percorrendo todo o laboratório com o intuito de atestar se todos os pontos estariam calibrados e aptos para realização dos testes.

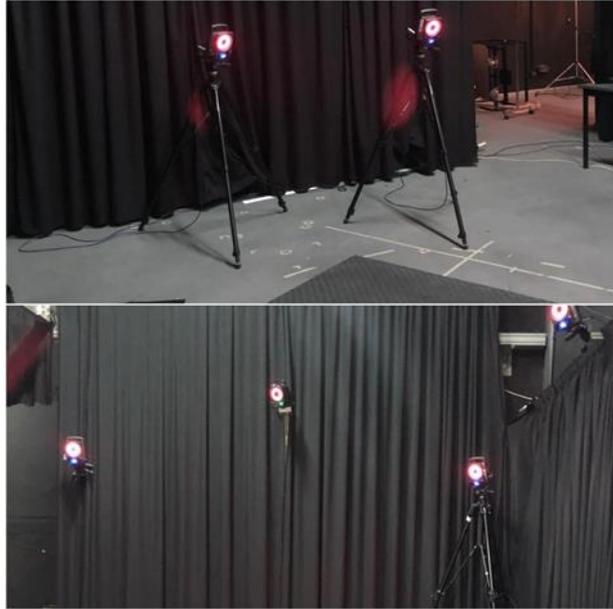


Figura 17 - Câmaras de filmagem Vicon

Tomadas estas medidas essenciais, era efetuada a colocação dos marcadores para avaliar o movimento tridimensional do membro inferior. Foram acoplados com fita adesiva 43 marcadores refletivos diretamente a pele do indivíduo, em pontos anatômicos definidos pelo protocolo do OFM (Figura 18 e Figura 19).

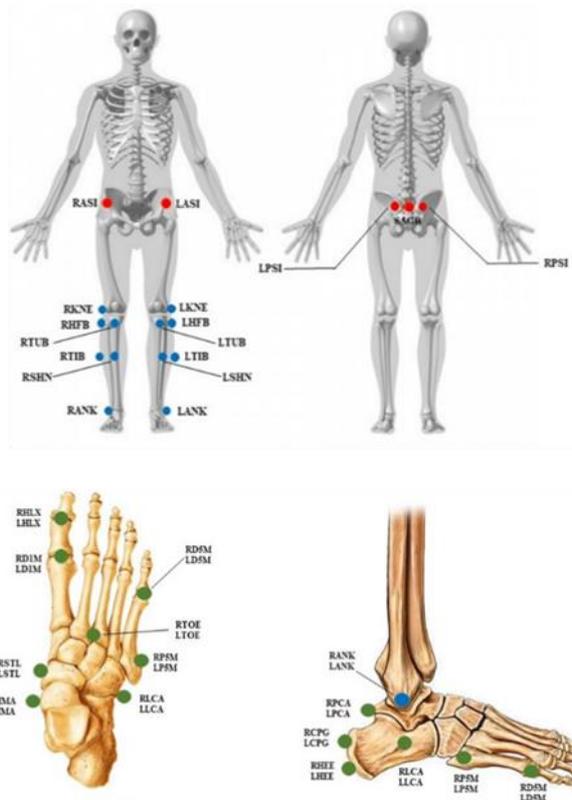


Figura 18 - Posicionamento dos 43 marcadores usados no OFM



Figura 19 - Colocação dos marcadores

Após a colocação dos marcadores (Figura 20) o participante era conduzido ao local do teste. Antes de iniciar, foi instruído ao participante fazer o percurso determinado para acomodar-se com os marcadores. Um ensaio estático em pé foi coletado, antes de iniciar o ensaio dinâmico, o qual o participante foi

instruído a posicionar-se em um local que estava alinhado ao eixo ântero-posterior do laboratório. Três marcadores utilizados apenas no teste estático, foram removidos antes do teste dinâmico, conforme descrito por Stebbins *et al.* (2006).

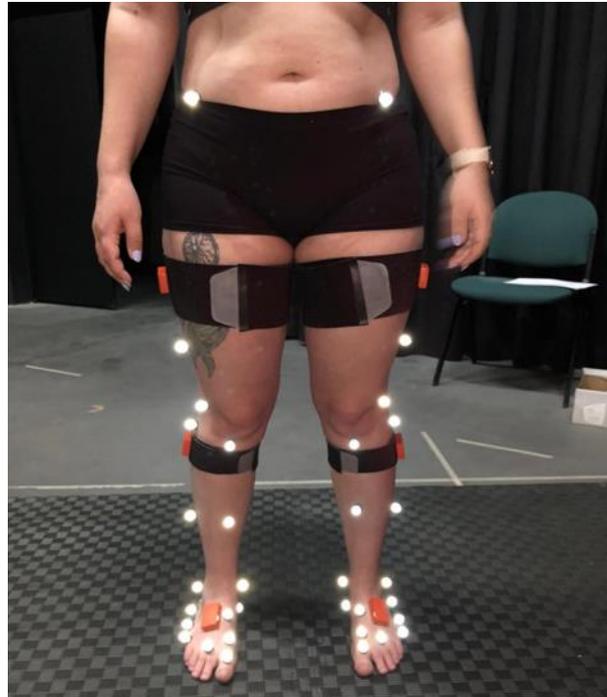


Figura 20 - Localização dos marcadores vista anterior

### 3.5

### Antropometria

Para realização da digitalização 3D das medidas antropométricas dos pés dos participantes foram inicialmente definidas as medições a serem executadas. Essas, foram estabelecidas com base no sistema de escalamento *Mondopoint R1*. O *Mondopoint* é um sistema universal de dimensionamento de calçados, que calcula a largura e o comprimento do pé em milímetros (International Organization for Standardization, 2019). Dessa forma, as medidas escolhidas foram:

- Comprimento do pé: caracterizada como a distância paralela ao eixo longo do pé, do ponto mais extremo do calcanhar até a ponta do dedo mais longo (Pheasant, 2003);
- Largura do pé: considerada como a largura horizontal máxima, ao longo do pé, perpendicular ao eixo longo (Pheasant, 2003).
- Perímetro do pé: Circunferência da lateral da cabeça do primeiro metatarso até o quinto metatarso (Menin, 2009).

#### 3.5.1

#### Procedimento

Para fazer a marcação dos pontos anatómicos a serem medidos posteriormente, foram colados a pele do participante autocolantes de cor azul. As medidas foram tomadas a partir de um sensor para dispositivos móveis, Structure Sensor 3D Scanner, com as seguintes especificações:

- Dimensões: 109 mm C x 18 mm A x 24 mm L
- Resolução de profundidade: 1280 x 960

Os testes foram realizados por três investigadores com prática e habilidade na técnica. Os participantes precisaram permanecer em duas posições para digitalização do pé, a primeira na posição ortostática e a segunda deitado com o pé elevado e em posição neutra (Figura 21). As instruções dadas aos participantes era que ficassem confortáveis, mas que tentassem manter o pé imóvel até a conclusão da digitalização.

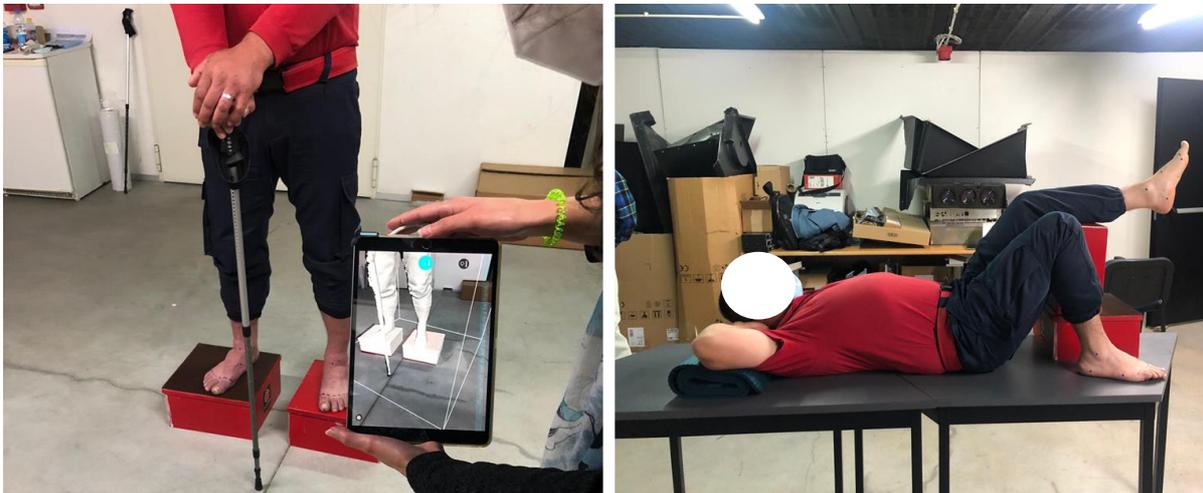


Figura 21 - As duas posições solicitadas para a digitalização 3D

Após as digitalizações estarem prontas, foram enviadas por email para a investigadora responsável em três tipos de arquivos: ficheiro JPG, ficheiro MTL e o ficheiro 3D Object. As medições foram realizadas através do *software* Blender, um programa de computador de código aberto, desenvolvido pela Blender Foundation, para modelagem, animação, texturização, composição, renderização, e edição de vídeo.

### 3.6

#### Análise estatísticas dos dados

#### 3.6.1

#### Pressão plantar

Os dados da pressão plantar foram analisados utilizando o Microsoft Excel 365 (versão 2110). O Teste t para duas amostras emparelhadas é utilizado para comparar as médias de amostras que vêm de

condições que consistem na mesma entidade ou em entidades relacionadas. O teste t é um teste de significância, conhecido assim devido a distribuição t de Student, que foi desenvolvido por W. S. Gosset com a finalidade de aproximar uma distribuição de uma média amostral. Os testes de significância requerem que uma estatística de teste seja evidenciada para medir o efeito de interesse e comprovar se este efeito observado está incluso na taxa de variação normal do acaso (Bruce & Bruce, 2019). O Teste t, duas amostras emparelhadas para médias, matematicamente pode ser calculado como:

$$t = \frac{\bar{D} - \mu_D}{\sigma_{\bar{D}}} = \frac{\bar{D}}{\sigma_{\bar{D}}}$$

Esta equação compara a diferença média entre as amostras ( $\bar{D}$ ) com a diferença esperada entre as médias da população ( $\mu_D$ ), em relação ao erro padrão das diferenças ( $\sigma_{\bar{D}}$ ). Portanto, se a hipótese nula for verdadeira espera-se que não haja diferença significativa entre as médias da população, ou seja,  $\mu_D = 0$  (Field, 2018).

Desse modo, as pressões plantares neste estudo são dinâmicas, por isso as três rotações ou *rockers* da marcha na fase de apoio foram identificados, em seguida foi comparado o comportamento médio deles na distribuição da pressão plantar, com o nível de significância de 0,05, para obter o conhecimento a respeito do funcionamento que esses três *rockers* têm em cada indivíduo da amostra ao longo do tempo.

### 3.6.2

### Análise biomecânica da marcha

Todas as variáveis relacionadas a este estudo foram normalizadas para o ciclo da marcha assim como o tempo das variáveis obtidas pelo modelo. Em seguida, foram calculadas as médias e desvio-padrão para cada tentativa. No total, foram obtidos 25 ciclos de marcha para análise. As variáveis cinemáticas analisadas foram Ankle\_X, Ankle\_Y, FETBA\_Y, FFHFA\_Y e HXFFA\_X, que correspondem respectivamente, ao ângulo do tornozelo no plano sagital (dorsiflexão/flexão plantar) e no plano frontal (eversão/inversão), ao ângulo da tibia para visualização da articulação mediotársica (articulação de Chopart) no plano frontal, ao ângulo do antepé em relação ao retropé; para a visualização da articulação tarsometatársica (articulação de Lisfranc) no plano frontal e ao ângulo do hálux em relação ao antepé no plano sagital apenas dorsiflexão).

O Intraclass Correlation Coefficient (ICC) ou Coeficiente de Correlação Intraclasse foi utilizado para avaliar a concordância entre as séries temporais. Segundo Koo e Li (2016), as ferramentas utilizadas para avaliação deve ter sua confiabilidade estabelecida. A confiabilidade traduz-se como a extensão em que as medidas podem ser replicadas, não apenas em termos de correlação, mas de concordância entre as medidas. Matematicamente é descrito como:

$$\text{Índice de confiabilidade} = \frac{\text{variância verdadeira}}{\text{variância verdadeira} + \text{erro da variância}}$$

O valor da confiabilidade varia entre 0 e 1. Os valores mais próximos de 1 representam maior confiabilidade. Valores inferiores a 0,5 indicam concordância insatisfatória, valores entre 0,5 e 0,75 indicam concordância moderada, valores entre 0,75 e 0,9 indicam boa confiabilidade e valores acima de 0,9 indicam forte ou excelente concordância entre os valores. As estimativas de ICC e seus intervalos de confiança de 95% foram calculados utilizando o IBM SPSS versão 27 (SPSS Inc, Chicago, IL).

## 4. ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Este capítulo tem o objetivo de apresentar a análise dos resultados da pressão plantar, a análise biomecânica da marcha na avaliação de palmilhas para calçados de proteção e os resultados antropométricos. Assim, o capítulo está segmentado numa secção que apresenta a análise e discussão dos resultados da pressão plantar total e da pressão plantar máxima nos três *rockers* da marcha representados pelo antepé, mediopé e retropé (calcanhar). Em seguida é apresentada a análise e discussão dos resultados da análise biomecânica da marcha e, por fim, os resultados das medições antropométricas obtidas.

### 4.1 Pressão Plantar

A análise da pressão plantar foi realizada através da comparação dos ambientes com a palmilha *standard* e com a palmilha inovadora nos três *rockers* da marcha, representados pelo calcanhar, mediopé e antepé, no pé direito e no pé esquerdo separadamente.

#### 4.1.1 Pressão total

Relativamente à Pressão total, foi realizado o teste de hipóteses, sendo  $H_0: \mu_1 = \mu_2$ , ou seja, não existem diferenças significativas nas médias da pressão plantar total entre a palmilha *standard* (STD) e a palmilha inovadora (INV) nos três *rockers* da marcha. E  $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ , existem diferenças significativas na pressão plantar total entre as palmilhas nos três *rockers* da marcha.

De acordo com os resultados obtidos no Teste t: duas amostras emparelhadas para médias constataram-se que, os maiores valores médios da pressão total estavam localizados no mediopé e no retropé em ambos os pés. Portanto, de acordo com o  $P(T \leq t)$  bi-caudal  $\geq 0,05$  não se rejeita a hipótese nula em nenhum dos pés. Desse modo, pode-se afirmar que não existem diferenças significativas entre as médias da pressão plantar total entre as palmilhas. Porém, embora não haja diferenças significativas, é possível observar que houve uma redução dos valores das médias com a palmilha inovadora no pé esquerdo nos três *rockers* da marcha (Tabela 1).

Este resultado demonstra que existe uma probabilidade de que a palmilha *standard* já apresenta bons resultados para a pressão plantar durante a marcha no que diz respeito a pressão total. Entretanto, foram observadas melhorias relativamente a pressão plantar máxima dos participantes durante a marcha, veremos a seguir.

Tabela 1 - Teste t: duas amostras emparelhadas para médias da pressão plantar total

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |           |           |                   |
|---|---------|-----------|-----------|-------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média STD | Média INV | P(T<=t) bi-caudal |
|   | Antepé  | 1658,78   | 1642,14   | 0,61              |
|   | Mediopé | 1856,49   | 1799,71   | 0,15              |
|   | Retropé | 1853,85   | 1829,50   | 0,49              |
| Pé direito                                      |         |           |           |                   |
|   | Antepé  | 1628,94   | 1629,97   | 0,97              |
|   | Mediopé | 1865,42   | 1888,01   | 0,61              |
|   | Retropé | 1904,61   | 1909,45   | 0,90              |

#### 4.1.2

#### Pressão Plantar Máxima

A pressão plantar máxima é definida pela quantidade de pressão localizada em um ponto da região plantar durante a marcha (Bilek *et al.*, 2021). A pressão de pico corresponde à pressão máxima desenvolvida em um ponto discreto localizada em toda a superfície do pé (Chatzistergos *et al.*, 2017).

Para os valores médios da pressão plantar máxima, constatou-se que os maiores valores estão localizados nos *rockers* representados pelo antepé direito (35,30 N/cm<sup>2</sup>) e no calcanhar direito (27,31 N/cm<sup>2</sup>). De acordo com Wafai *et al.* (2015), a mudança na pressão plantar é causada pelos movimentos realizados pelo pé durante a fase de apoio na marcha não-patológica, e, geralmente segue um padrão semelhante, com maior pressão localizada no calcanhar à medida que o peso corporal é suportado pelo calcanhar. Com o avanço do pé em direção ao solo, o peso corporal é distribuído por todo o pé, e, portanto, permite uma distribuição mais uniforme da pressão, visto que o pé está em completo apoio. Por fim, o peso corporal do indivíduo é transferido para o antepé, ocasionando um aumento da pressão plantar nesta região, conforme os dedos do pé se preparam para impulsionar o corpo para frente.

De um modo geral, ao comparar os valores da pressão plantar máxima nos ambientes da palmilha *standard* e da palmilha inovadora, observou-se que ao utilizar a palmilha inovadora, 56% dos indivíduos da amostra apresentaram melhora na pressão plantar máxima em ambos os pés no *rocker* do antepé, 52% apresentaram melhora em ambos os pés no *rocker* do calcanhar e 52% dos indivíduos da amostra apresentaram melhora em um dos pés no mediopé. Ao comparar os pés esquerdo e direito, constatou-se redução na pressão plantar máxima em 72% da amostra no pé esquerdo e 72% no pé direito no antepé, 64% no pé esquerdo e 80% no pé direito no retropé.

O teste de hipóteses realizado para avaliar a pressão plantar máxima foi descrito como a H0:  $\mu_1 = \mu_2$ , ou seja, não existem diferenças significativas na pressão plantar máxima entre o ensaio realizado com a palmilha *standard* (STD) e o ensaio realizado com a palmilha inovadora (INV) em nenhum dos *rockers*

da marcha, e a  $H_1: \mu_1 > \mu_2$ , o que significa que existe diferença significativa entre as palmilhas em algum *rocker* da marcha e que uma média é melhor do que a outra, ou seja, a palmilha que obtiver a menor média é considerada a melhor.

Portanto, de acordo com os resultados obtidos verificou-se que existem diferenças significativas entre as palmilhas, e que a palmilha inovadora apresentou redução da pressão plantar máxima nos rockers representados pelo antepé (32,98 N/cm<sup>2</sup>) e pelo retropé (25,67 N/cm<sup>2</sup>) em ambos os pés ( $P(T \leq t)$  uni-caudal  $< 0,05$ ) quando comparada as médias das pressões da palmilha standard nesses *rockers* (34,31 N/cm<sup>2</sup> e 26,97 N/cm<sup>2</sup>, respetivamente), como é visto na Tabela 2. No mediopé, em ambos os pés, houve um aumento da pressão plantar, o que era expectável devido a melhora na distribuição da pressão, através da redução dos picos de pressão locais e extensão da área de contacto ocasionados pela palmilha (Naemi *et al.*, 2015).

Tabela 2 - Teste t duas amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |           |           |                          |
|---|---------|-----------|-----------|--------------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média STD | Média INV | $P(T \leq t)$ uni-caudal |
|   | Antepé  | 34,31     | 32,98     | 0,01                     |
|   | Mediopé | 17,34     | 17,79     | 0,13                     |
|   | Retropé | 26,97     | 25,67     | 0,00                     |
| Pé direito                                      |         |           |           |                          |
|   | Antepé  | 35,30     | 33,20     | 0,02                     |
|   | Mediopé | 16,88     | 18,52     | 0,00                     |
|   | Retropé | 27,31     | 26,12     | 0,02                     |

Para os participantes que apresentaram assimetria, o mesmo teste de hipóteses foi realizado,  $H_0: \mu_1 = \mu_2$  e  $H_1: \mu_1 > \mu_2$ . Ao comparar a palmilha *standard* e a palmilha inovadora, verificou-se que não há diferenças significativas entre as palmilhas nesses participantes em nenhum dos *rockers* da marcha, com exceção do rocker representado pelo mediopé ( $P(T \leq t)$  uni-caudal  $< 0,05$ ), o qual apresentou diferença significativa entre as palmilhas, e a palmilha standard obteve uma melhor média (17,17 N/cm<sup>2</sup>) quando comparada à palmilha inovadora (18,13 N/cm<sup>2</sup>). Embora não apresentem diferenças significativas de acordo com o Teste t, é possível observar através dos valores das médias que a palmilha inovadora obteve melhores resultados no antepé e retropé (Tabela 3).

Tabela 3 - Teste t duas amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima dos participantes assimétrico

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |           |           |                    |
|---|---------|-----------|-----------|--------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média STD | Média INV | P(T<=t) uni-caudal |
|   | Antepé  | 33,86     | 32,06     | 0,08               |
|   |         |           |           |                    |
|   | Mediopé | 18,47     | 18,50     | 0,47               |
|   |         |           |           |                    |
|   | Retropé | 25,94     | 25,51     | 0,33               |
| Pé direito                                      |         |           |           |                    |
|   | Antepé  | 36,51     | 35,31     | 0,31               |
|   |         |           |           |                    |
|   | Mediopé | 17,17     | 18,13     | 0,03               |
|   |         |           |           |                    |
|   | Retropé | 28,10     | 26,85     | 0,08               |

Ao comparar as palmilhas inovadoras (INV1) para pés considerados normais, segundo a classificação empregue neste estudo, utilizada no terceiro ambiente dos testes, com as palmilhas inovadoras utilizadas no quarto ambiente (INV2), composta por uma palmilha inovadora para pé normal e uma palmilha inovadora para correção corresponde ao pé assimétrico, os resultados alcançados foram significativos no retropé direito, o qual apresentou uma redução da média da pressão plantar da palmilha INV1 (26,85 N/cm<sup>2</sup>) para a palmilha INV2 (25,75 N/cm<sup>2</sup>) com P(T<=t) uni-caudal = 0,02. Os demais *rockers* não apresentaram diferenças significativas entre as palmilhas analisadas, e, portanto, não se rejeita H0 nas demais regiões (Tabela 4).

Tabela 4 - Teste t amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima entre as palmilhas inovadora 1 e inovadora 2

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |            |            |                    |
|---|---------|------------|------------|--------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média INV1 | Média INV2 | P(T<=t) uni-caudal |
|   | Antepé  | 32,06      | 31,86      | 0,35               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Mediopé | 18,49      | 17,87      | 0,14               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Retropé | 25,50      | 25,86      | 0,60               |
| Pé direito                                      |         |            |            |                    |
|   | Antepé  | 35,31      | 33,46      | 0,10               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Mediopé | 18,13      | 18,49      | 0,22               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Retropé | 26,85      | 25,75      | 0,02               |

Por fim, a palmilha INV1, utilizada no terceiro ambiente, foi comparada a palmilha inovadora do quinto ambiente (INV3), caracterizada pela utilização das palmilhas de correção em ambos os pés, de acordo com a necessidade do participante assimétrico. Os resultados obtidos foram semelhantes ao teste

anterior, houve melhora significativa no *rocker* do retropé direito ao utilizar a palmilha INV3 (25,94 N/cm<sup>2</sup>) quando comparada à palmilha INV2 (26,85 N/cm<sup>2</sup>) com  $P(T \leq t)$  uni-caudal = 0,04 (Tabela 5).

Tabela 5 - Teste t amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima entre as palmilhas inovadora 1 e inovadora 3

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |            |            |                    |
|---|---------|------------|------------|--------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média INV1 | Média INV3 | P(T<=t) uni-caudal |
|   | Antepé  | 32,06      | 33,33      | 0,08               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Mediopé | 18,50      | 17,66      | 0,22               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Retropé | 25,51      | 25,80      | 0,39               |
|   |         |            |            |                    |
| Pé direito                                      |         |            |            |                    |
|   | Antepé  | 35,31      | 33,63      | 0,09               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Mediopé | 18,13      | 17,64      | 0,20               |
|   |         |            |            |                    |
|   | Retropé | 26,85      | 25,94      | 0,04               |

Os participantes assimétricos investigados neste estudo, representava uma pequena parte da amostra, à vista disso é inviável a generalização dos resultados para outras populações com essas características. Porém, de acordo com o comportamento da pressão plantar máxima desses participantes constatou-se que não há necessidade de utilizar palmilhas divergentes, pode-se utilizar as palmilhas normais ou inovadoras de correção da assimetria, de acordo com a exigência do indivíduo.

Além dessa característica da assimetria, foram analisadas duas características importantes, presentes nessa amostra que podem alterar a pressão plantar, são elas: o sobrepeso e a dismetria. O mesmo teste de hipóteses foi realizado para verificar a presença de diferenças significativas entre as palmilhas *standard* e inovadora nos três *rockers* da marcha. Portanto,  $H_0: \mu_1 = \mu_2$ , ou seja, não existem diferenças significativas na pressão plantar máxima entre a palmilha *standard* (STD) e a palmilha inovadora (INV) em nenhum dos *rockers* da marcha, e a  $H_1: \mu_1 > \mu_2$ , o que significa que existe diferença significativa entre as palmilhas em algum *rocker* da marcha e que uma média é melhor do que a outra, com significância de 0,05.

Desse modo, nos participantes com sobrepeso (Tabela 6), verificou-se melhora significativa na média da pressão plantar máxima no retropé, tanto no pé esquerdo como no pé direito, desses participantes ao utilizar a palmilha inovadora ( $P(T \leq t)$  uni-caudal=0,02), diferente dos indivíduos eutróficos que não apresentaram diferenças significativas entre as palmilhas *standard* e inovadora em nenhum *rocker* da marcha, com exceção do mediopé direito, o qual demonstrou um menor valor da média com a palmilha *standard* (Tabela 7).

Tabela 6 - Teste t amostras emparelhadas para médias das pressões plantares dos indivíduos com sobrepeso

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |           |           |                    |
|---|---------|-----------|-----------|--------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média STD | Média INV | P(T<=t) uni-caudal |
|   | Antepé  | 19,45     | 20,01     | 0,11               |
|   | Mediopé | 19,45     | 20,01     | 0,11               |
|   | Retropé | 27,40     | 26,16     | 0,02               |
| Pé direito                                      |         |           |           |                    |
|   | Antepé  | 36,98     | 35,06     | 0,09               |
|   | Mediopé | 18,38     | 19,98     | 0,01               |
|   | Retropé | 27,92     | 27,03     | 0,02               |

Tabela 7 - Teste t amostras emparelhadas para médias das pressões plantares dos indivíduos eutróficos

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |           |           |                    |
|---|---------|-----------|-----------|--------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média STD | Média INV | P(T<=t) uni-caudal |
|   | Antepé  | 28,33     | 28,44     | 0,46               |
|   | Mediopé | 12,86     | 13,08     | 0,40               |
|   | Retropé | 26,05     | 24,61     | 0,07               |
| Pé direito                                      |         |           |           |                    |
|   | Antepé  | 31,72     | 29,23     | 0,08               |
|   | Mediopé | 13,70     | 15,42     | 0,00               |
|   | Retropé | 26,01     | 24,19     | 0,15               |

Indivíduos obesos apresentam um aumento geral na pressão plantar máxima no mediopé e retropé quando comparados a indivíduos com peso normal. Peduzzi de Castro *et al.* (2014) encontraram valores mais altos da pressão plantar na região lateral do retropé e mediopé em indivíduos obesos quando comparados ao não-obesos. Portanto, o facto de a palmilha inovadora reduzir a pressão plantar no *rocker* do retropé nos indivíduos com essa característica é um resultado significativo.

Nos indivíduos com dismetria leve nos membros inferiores (0,5 a 2 cm), constatou-se melhora significativa da pressão plantar máxima no *rocker* do retropé direito com a palmilha inovadora (25,28 N/cm<sup>2</sup>) em comparação à palmilha *standard* (26,15 N/cm<sup>2</sup>). Entretanto, no mediopé direito desses participantes a palmilha *standard* (16,17 N/cm<sup>2</sup>) apresentou uma melhor pressão comparada a palmilha inovadora (17,51 N/cm<sup>2</sup>), o que era expectável devido a melhora da distribuição percebida no retropé (Tabela 8).

Tabela 8 - Teste t duas amostras emparelhadas para médias da Pressão Plantar Máxima nos indivíduos com dismetria leve

| Teste T: duas amostras emparelhadas para médias |         |           |           |                    |
|---|---------|-----------|-----------|--------------------|
| Pé esquerdo                                     |         | Média STD | Média INV | P(T<=t) uni-caudal |
|   | Antepé  | 33,52     | 33,10     | 0,34               |
|   | Mediopé | 16,45     | 16,62     | 0,36               |
|   | Retropé | 25,22     | 24,43     | 0,08               |
| Pé direito                                      |         |           |           |                    |
|   | Antepé  | 34,51     | 33,26     | 0,20               |
|   | Mediopé | 16,17     | 17,51     | 0,01               |
|   | Retropé | 26,15     | 25,28     | 0,05               |

Posto isto, um dos objetivos da palmilha é promover estabilidade e conforto. A nível da distribuição do peso sobre o solo os resultados foram positivos, a palmilha inovadora de fato apresentou melhora significativa na distribuição da pressão plantar máxima nos *rockers* representados pelo antepé e retropé, locais onde há maior esforço, quando comparada a palmilha standard, o que indica conforto e eficiência da própria palmilha, mesmo não sendo específica para cada indivíduo. Além disso, alguns dos participantes da amostra relataram espontaneamente que ao realizar o teste com a palmilha inovadora perceberam maior conforto, um dos participantes inclusive declarou: “*nota-se mesmo a diferença, e eu sou muito sensível nos pés*”. Esses relatos são importantes, pois o conforto é uma medida complexa e subjetiva, e, por isso, depende da percepção do utilizador e suas concepções físicas e emocionais. No entanto, é preciso perceber a nível de estabilidade se essa melhora na distribuição pressão plantar alterou de alguma forma a cinemática do pé durante a marcha através da análise biomecânica da marcha.

## 4.2

### Análise biomecânica da marcha

As cinco variáveis medidas da cinemática dos pés esquerdo e direito para cada sujeito foram comparadas entre os ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora, além da média obtida da associação desses três ambientes. É provável que a palmilha ocasione uma estabilização ao pé, mas é preciso perceber se a magnitude da estabilização é significativamente diferente nos três ambientes, e, se essa estabilização não compromete a mobilidade funcional e individual da marcha dos participantes da amostra.

Desse modo, ao comparar a variação do ângulo do tornozelo no plano sagital não foi observada grande diferença nos três ambientes em ambos os pés. O ambiente descalço tem uma maior amplitude em relação aos ambientes com palmilha, porém é expectável que a palmilha condicione um pouco o movimento, entretanto não fugiu à normalidade. Há uma pequena variação em termos de amplitude de movimento, efetivamente, o pé esquerdo obteve maior flexão plantar comparado ao pé direito, em contrapartida o pé direito alcançou uma maior dorsiflexão quando comparado ao pé esquerdo. Ainda assim, não houve grande discrepância entre os valores (Gráfico 3).

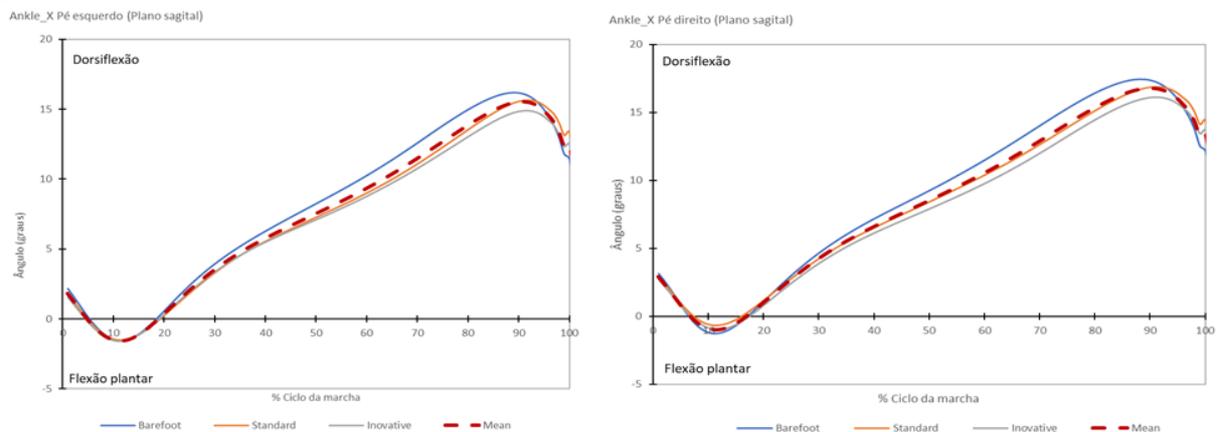


Gráfico 3 - Ângulo do tornozelo no plano sagital nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora

No que diz respeito a variação do ângulo do tornozelo no plano frontal (Gráfico 4), constatou-se que não houve diferenças significativas entre os valores nos três ambientes, os traçados temporais apresentaram comportamentos semelhantes. No pé esquerdo foi verificada uma menor amplitude de movimento na inversão e uma maior amplitude na eversão quando comparada ao pé direito, que obteve uma maior amplitude no movimento de inversão e uma menor amplitude na eversão. Além disso, foi observado que, neste ângulo, não houve um condicionamento da amplitude nos movimentos de eversão e inversão com a utilização das palmilhas, apenas ao fim do ciclo da marcha no pé direito, no ambiente com a palmilha inovadora, houve uma ligeira redução na amplitude da inversão quando comparada aos outros ambientes.

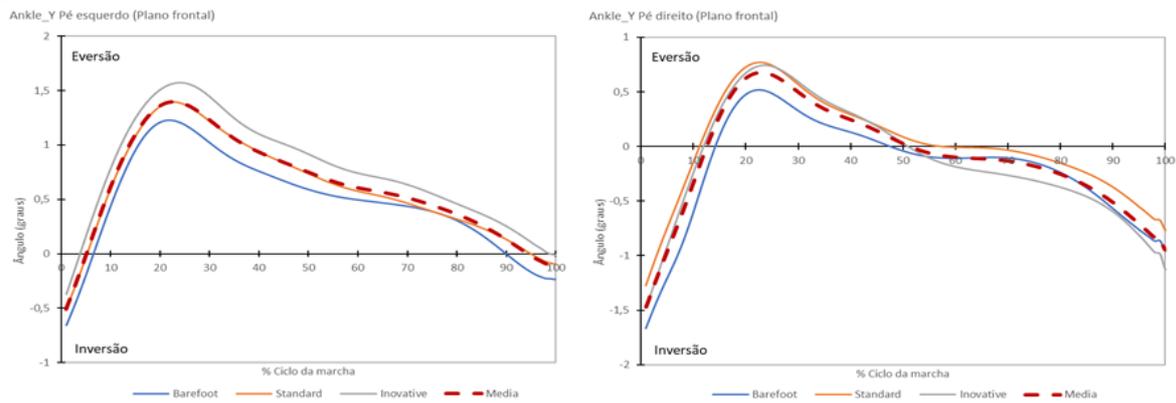


Gráfico 4 - Ângulo do tornozelo no plano frontal nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora

Ao avaliar a tendência da oscilação angular das articulações intrínsecas do mediopé, a articulação mediotársica apresenta uma variação muito pequena de -1 a 3 graus no pé esquerdo e de -4 a 0 graus no pé direito, além disso observou-se que os traçados temporais nos três ambientes foram análogos (Gráfico 5). No comportamento dos pés durante a marcha, o pé esquerdo demonstrou uma pequena amplitude no movimento de inversão no início da marcha e um alcance da posição neutra, enquanto o pé direito manteve-se em inversão durante todo o ciclo. A articulação tarsometatársica também apresentou uma pequena variação de 5 graus no pé esquerdo e de -1 a 4 graus no pé direito (Gráfico 6). Os traçados também possuem comportamentos semelhantes nos três ambientes. O pé esquerdo apresentou uma maior amplitude de movimento de eversão em comparação com o pé direito, que ao fim do ciclo da marcha atingiu uma pequena amplitude de inversão e a posição neutra.

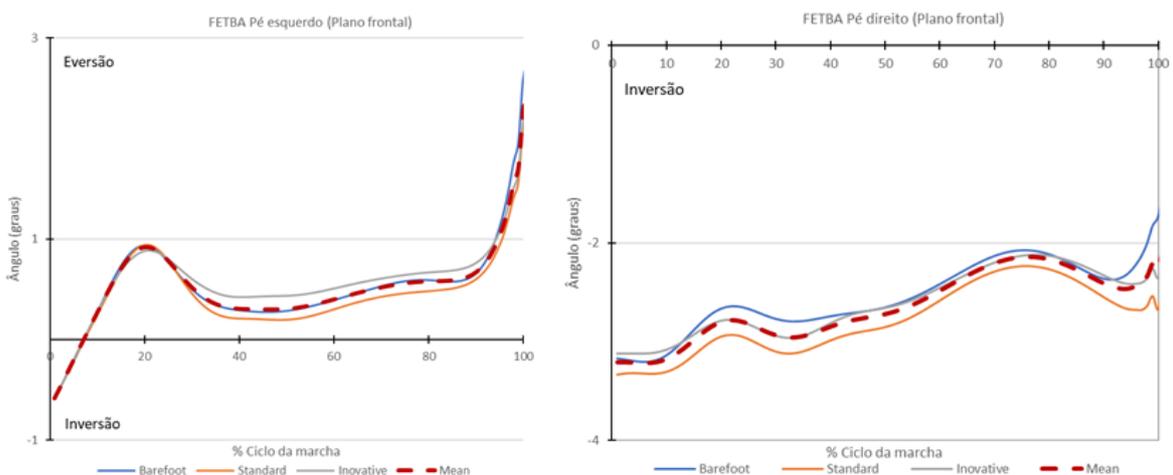


Gráfico 5 - Ângulo da articulação mediotársica no plano frontal nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora.

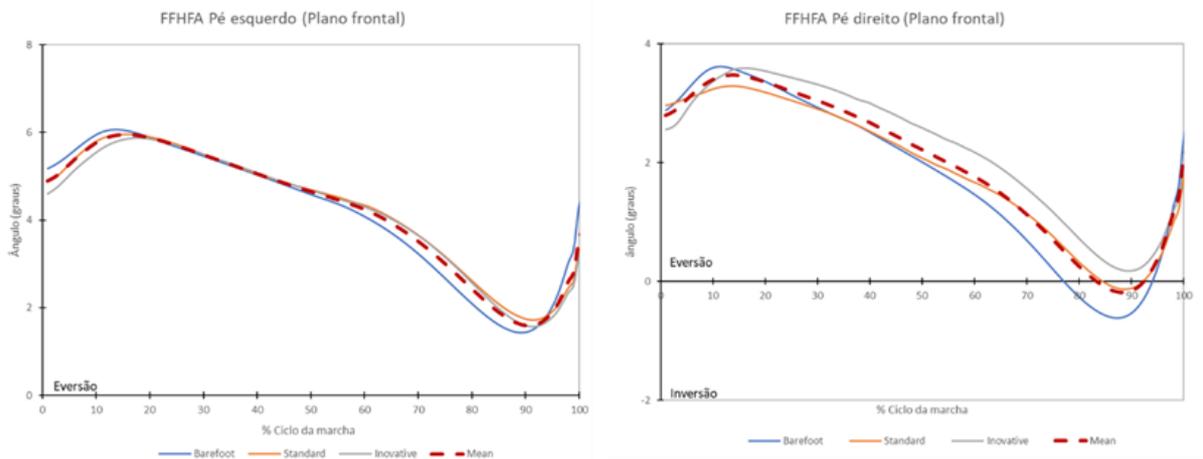


Gráfico 6 - Ângulo da articulação tarsometatarsica no plano frontal nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora.

Por fim, o hálux foi o que apresentou mais alterações, mesmo as palmilhas não provocando uma limitação nesta articulação (Gráfico 7). Portanto, constatou-se claramente que, essas e qualquer outra palmilha, reduzem a mobilidade do hálux no contacto inicial quando comparadas ao ambiente descalço. Isso ocorre devido ao apoio fornecido pela palmilha, o qual ocasiona uma restrição, considerada normal, na mobilidade do hálux. Contudo, ainda assim foi possível constatar que não houve grande disparidade entre as palmilhas *standard* e inovadora e o comportamento dos pés direito e esquerdo também foram similares.

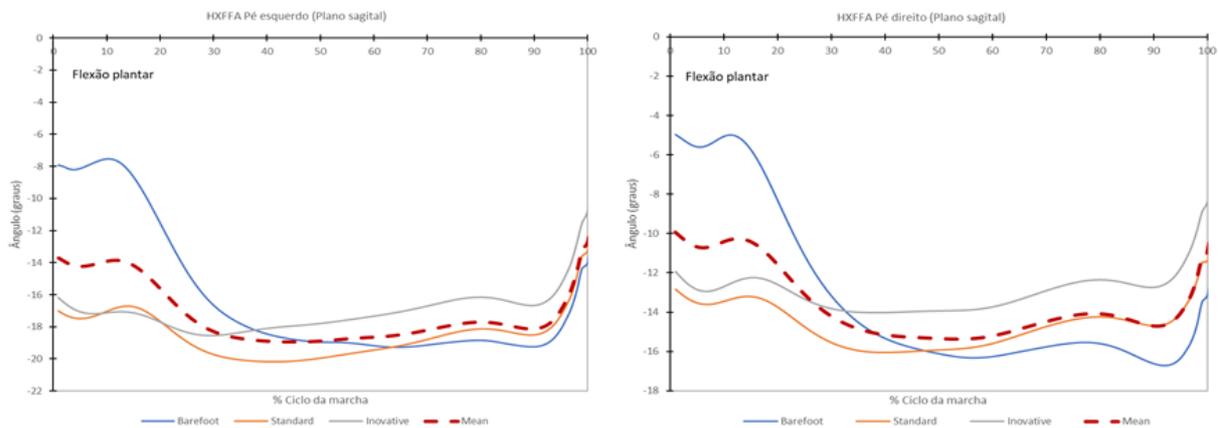


Gráfico 7 - Ângulo do hálux no plano sagital nos ambientes descalço, com palmilha standard e com palmilha inovadora

#### 4.2.1

#### Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC)

O teste estatístico ICC foi realizado com o intuito de confirmar se há ou não concordância significativa entre os traçados temporais das articulações em todos os ambientes, de modo a reiterar os resultados

descritos. Portanto, em relação ao Ankle\_X, a estimativa do ICC variou entre 0,995 e 1. Na variável Ankle\_Y, os valores do ICC variaram de 0,971 a 0,999. Os valores do ICC nas variáveis FETBA e FFHFA variaram de 0,958 e 0,995, e 0,972 e 0,999, respectivamente. No hálux, os valores do ICC apresentaram valores < 0,5 nos pés descalços e com palmilha, indicando uma baixa concordância, o que já era expectável devido ao efeito ocasionado pelo uso da palmilha na mobilidade do hálux. Entretanto os valores entre o pé com palmilha *standard* e inovadora foram 0,915 (pé esquerdo) e 0,953 (pé direito), o que aponta forte concordância entre os ambientes. De acordo com a classificação de Koo e Li (2016) esses valores descrevem que as séries temporais são significativamente concordantes, e, portanto, não houve variação na mecânica normal do pé em nenhum dos três ambientes analisados, ou seja, a variação angular das variáveis cinemáticas estudadas apresentaram um comportamento similar no pé descalço, no pé com a palmilha *standard* e no pé com a palmilha inovadora (Tabela 9).

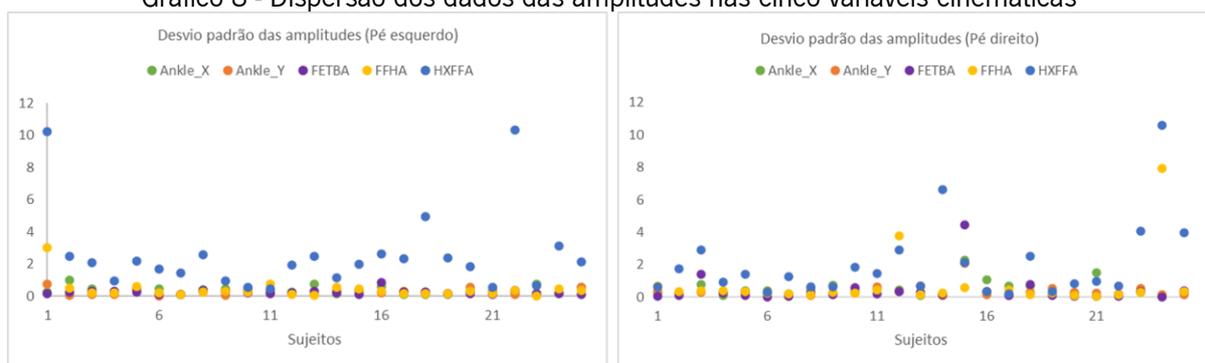
Tabela 9 - Coeficiente de Correlação Intraclasse de acordo com as devidas variáveis cinemáticas

| Segmento | Variável | Ambientes              | ICC Pé esquerdo | ICC Pé direito |
|----------|----------|------------------------|-----------------|----------------|
| Retropé  | Ankle_X  | Descalço vs. Standard  | 0,996           | 0,995          |
|          |          | Descalço vs. Inovadora | 0,996           | 0,995          |
|          |          | Standard vs. Inovadora | 0,999           | 1,000          |
|          | Ankle_Y  | Descalço vs. Standard  | 0,996           | 0,985          |
|          |          | Descalço vs. Inovadora | 0,993           | 0,971          |
|          |          | Standard vs. Inovadora | 0,999           | 0,989          |
| Médiope  | FETBA    | Descalço vs. Standard  | 0,99            | 0,958          |
|          |          | Descalço vs. Inovadora | 0,985           | 0,969          |
|          |          | Standard vs. Inovadora | 0,988           | 0,995          |
|          | FFHFA    | Descalço vs. Standard  | 0,988           | 0,985          |
|          |          | Descalço vs. Inovadora | 0,985           | 0,972          |
|          |          | Standard vs. Inovadora | 0,999           | 0,992          |
| Antepé   | HXFFA    | Descalço vs. Standard  | 0,540           | 0,479          |
|          |          | Descalço vs. Inovadora | 0,092           | 0,214          |
|          |          | Standard vs. Inovadora | 0,915           | 0,953          |

Para determinar em que magnitude as amplitudes de movimento estão a ser limitadas e se há diferenças significativas entre os três ambientes, foi calculado o valor da amplitude absoluta, através dos valores máximos e mínimos das amplitudes. O objetivo da palmilha é promover apoio ao pé, facilitando uma manutenção da amplitude normal de uma forma sustentável. Para isso, é importante que a palmilha não apenas ultrapasse o limite normal de amplitude, assim como também não favoreça uma restrição excessiva, de modo que modifique o padrão da marcha individual e facilite a ocorrência de lesões.

Portanto, ao avaliar as amplitudes em cada variável cinemática e nos três ambientes foi possível constatar que não houve alterações significativas nas amplitudes nos ângulos estudados, todos os sujeitos mantiveram graus de amplitude semelhantes nos três ambientes, de acordo com suas características individuais. Esse resultado é confirmado ao observar a dispersão dos dados do desvio padrão no Gráfico 8, a respeito do quanto a amplitude variou em cada ambiente nas cinco variáveis cinemáticas, tanto no pé esquerdo quanto no pé direito. Verificou-se que o ângulo que apresentou maior variação da amplitude foi o Hálux, devido ao condicionamento desenvolvido pela palmilha, explicado anteriormente. Logo, vê-se que em média a amplitude no pé esquerdo no Ankle\_X varia em torno de 0,36, no Ankle\_Y varia em torno de 0,24, no FETBA varia aproximadamente 0,24, no FFHFA varia em média 0,39 e no HXFFA varia em média 2,56. No pé direito a amplitude varia em média 0,52 no Ankle\_X, 0,35 no Ankle\_Y, 0,43 no FETBA, 0,75 no FFHFA e 2,03 no HXFFA. Demonstrando que na prática não houve perda de amplitude, ela manteve-se estável nos três ambientes nos cinco ângulos observados.

Gráfico 8 - Dispersão dos dados das amplitudes nas cinco variáveis cinemáticas



#### 4.2.3

#### Coeficiente de variação

Assim como a amplitude, o coeficiente de variação, definido pela razão do desvio padrão pela média em porcentagem, foi aplicado aos valores angulares com intuito de perceber a variabilidade dos dados, afinal uma menor variação é um indicador de maior estabilidade proporcionada pela palmilha. Portanto, de acordo com os dados analisados, os valores de variabilidade na grande maioria dos casos reduziram com as palmilhas ou mantiveram-se próximos dos valores do ambiente descalço. De modo a constatar

esse achado, foram realizadas as médias em módulo das diferenças entre cada palmilha e o ambiente descalço. Com a retirada de alguns *outliers* que serão avaliados posteriormente, observou-se que no pé esquerdo: a variável Ankle\_X em média demonstrou que a palmilha inovadora apresentou menor variabilidade de 0,95 em comparação com a *standard* que obteve uma média de 1,44, no Ankle\_Y a palmilha inovadora teve uma média de variação de 20,03 e a *standard* teve uma média de 24,00, no FETBA a palmilha inovadora obteve em média 20,96 de variação e a palmilha *standard* 38,40, no FFHFA a palmilha inovadora apresentou uma variabilidade média de 5,95 e a *standard* 4,88 e no HXFFA a palmilha inovadora obteve uma média de 13,82 e a palmilha *standard* obteve uma média de 12,46. No pé direito, no Ankle\_X a palmilha inovadora apresentou em média de 2,25 de variabilidade e a *standard* 0,16, no Ankle\_Y a palmilha inovadora obteve uma média de 1,50 e a *standard* de 2,20, no FETBA a média obtida foi 10,64 para a palmilha inovadora e 6,41 para a *standard*, no FFHFA a palmilha inovadora obteve 35,62 e a *standard* 40,68 e no HXFFA a média obtida foi 4,36 para a palmilha inovadora e 4,49 para a *standard*.

Portanto, a palmilha inovadora apresentou uma menor variabilidade média no pé esquerdo nos ângulos Ankle\_X, Ankle\_Y e FETBA. No pé direito apresentou em média uma menor variabilidade nos ângulos Ankle\_Y, FFHFA e HXFFA. Os valores foram comparados em relação ao ambiente descalço, pois de acordo com Petersen *et al.* (2020), o andar descalço é ambiente menos restritivo para o controlo do movimento devido ao aumento da sensibilidade dos mecanismos sensoriais e da melhor ativação dos músculos do pé e da perna. Além disso, Franklin *et al.* (2015) relataram em seu estudo que o *design* do calçado deve proporcionar um equilíbrio entre garantir que o pé será protegido pelo calçado e permitir que o movimento natural do pé e a estrutura sejam mantidos.

A visto disso, as evidências na análise biomecânica da marcha realizada neste estudo demonstram que a palmilha não trouxe perda, em termos de amplitude e variabilidade, na dinâmica normal da marcha na grande maioria dos participantes, logo, qualquer alteração cinemática que possa surgir com a adição do sapato completo, tem maior probabilidade de estar associada ao sapato em si do que a palmilha.

### 4.3

### Medição antropométrica

Para as medidas obtidas através da análise das digitalizações (Anexo 3), foram feitas a média, o desvio padrão e os percentis 5 e 95 dos valores, descritos na Tabela 10. Portanto, o valor médio e o desvio padrão do comprimento do pé nas mulheres foram respetivamente, 23,81 cm e 1,50, no pé direito, e 23,61 cm e 1,08 no pé esquerdo. O valor médio e desvio padrão da largura foram 9,33 cm e 0,98, respetivamente, no pé direito, e, 8,88 cm e 0,87 no pé esquerdo. Por fim, o valor médio e desvio padrão

do perímetro do pé foram respetivamente, 22,08 cm e 1,61 no pé direito, e 22,55 cm e 1,68 no pé esquerdo.

Tabela 10 – Medições antropométricas mulheres

| MULHERES    |  |               | Comprimento (cm) | Largura (cm) | Perímetro (cm) |
|-------------|--|---------------|------------------|--------------|----------------|
|             |  |               | Média            | 23,81        | 9,33           |
| Pé direito  |  | Desvio padrão | 1,50             | 0,98         | 1,61           |
|             |  | Percentil 5   | 21,35            | 7,72         | 19,43          |
|             |  | Percentil 95  | 26,27            | 10,93        | 24,73          |
|             |  | Média         | 23,61            | 8,88         | 22,55          |
| Pé esquerdo |  | Desvio padrão | 1,08             | 0,87         | 1,68           |
|             |  | Percentil 5   | 21,83            | 7,44         | 19,79          |
|             |  | Percentil 95  | 25,39            | 10,31        | 25,31          |

Os homens obtiveram um valor médio e desvio padrão de 26,33 cm e 1,48, respetivamente, no que se refere ao comprimento do pé direito, e, 26,04 cm e 1,69 no pé esquerdo. Relativamente a largura, o valor médio e o desvio padrão obtidos foram: 10,14 cm e 0,70 no pé direito, e 10,00 cm e 0,82 no pé esquerdo. Por fim, os valor médio e desvio padrão obtidos no perímetro do pé foram respetivamente: 24,90 cm e 1,11 no pé direito, e 24,87 cm e 1,40 no pé esquerdo (Tabela 11).

Tabela 11 - Medições antropométricas homens

| HOMENS      |  |               | Comprimento (cm) | Largura (cm) | Perímetro (cm) |
|-------------|--|---------------|------------------|--------------|----------------|
|             |  |               | Média            | 26,33        | 10,14          |
| Pé direito  |  | Desvio padrão | 1,48             | 0,70         | 1,11           |
|             |  | Percentil 5   | 23,89            | 8,98         | 23,07          |
|             |  | Percentil 95  | 28,77            | 11,29        | 26,72          |
|             |  | Média         | 26,04            | 10,00        | 24,87          |
| Pé esquerdo |  | Desvio padrão | 1,69             | 0,82         | 1,40           |
|             |  | Percentil 5   | 23,27            | 8,66         | 22,56          |
|             |  | Percentil 95  | 28,82            | 11,35        | 27,18          |

## 5. CONCLUSÃO

Existe evidência de que a palmilha inovadora apresentou uma melhor distribuição nomeadamente em termos de pressão plantar máxima nas regiões do antepé e retropé, associadas aos eventos de *rocker* de calcanhar e de antepé, importantes nas fases de receção da carga (retropé) e de propulsão (antepé). Por outro lado, de alguma forma a melhora na distribuição da pressão plantar parecem penalizar o mediopé, contudo é expectável que o meio do pé fique estável, além disso a palmilha aumenta a garantia de que o mediopé atue na distribuição da pressão pela área, e deste modo, receba os valores que foram mitigados nos outros *rockers*. Os participantes com sobrepeso e dismetria também apresentaram melhora significativa relativamente ao retropé.

Um indicador de conforto e eficácia da palmilha é a melhora da distribuição da pressão plantar sem nenhum custo cinemático associado. Embora ambas as palmilhas demonstrem redução da amplitude de movimento face ao andar descalço, apresentando traçados de variação muito próximos, a palmilha inovadora permite que a variabilidade dos dados esteja mais próxima do comportamento livre do pé e tornozelo na maioria dos casos, indicador que a rigidez da palmilha inovadora permite uma melhor adaptação à normal função do pé. A articulação do hálux foi a que apresentou maiores divergências com o pé descalço, no que diz respeito à amplitude, o que era esperado, porém as limitações ocasionadas pela palmilha não fugiram da normalidade.

Diante das limitações temporais que enquadraram o objeto de estudo da presente investigação, como desejáveis melhorias futuras em termos práticos, cita-se: aumento no tamanho da amostra, utilizar uma sandália intermédia com as palmilhas para facilitar a fixação da mesma no pé e a marcha dos participantes, realizar a validação dos dados antropométricos obtidos através da digitalização 3D, adotar um critério de definição da altura do arco longitudinal medial mais cauteloso no que diz respeito ao intervalo de medida entre as classificações do pé, visto que o critério escolhido foi fácil e rápido de aplicar e aparentemente possibilita a distribuição e classificação dos indivíduos com pés cavos, planos e normais. Contudo, mesmo as medidas sendo atribuídas a todos os participantes pelo mesmo avaliador, um expert na área, havia vezes em que a diferença era de um milímetro da classificação do pé normal para o pé cavo ou plano, o que pode ter sido o motivo da existência de algumas dificuldades em obter significância nos resultados.

### 5.1

### Trabalhos futuros

Os resultados alcançados até o momento com o trabalho desenvolvido nesta dissertação e a rica quantidade de dados obtidos dos ensaios, permitem concluir que é um trabalho a ser continuado no âmbito desta temática. Para isso, além das sugestões práticas, postulam-se as recomendações para futuras pesquisas como:

- Perceber as possíveis diferenças entre os gêneros, através da avaliação da pressão plantar e análise de marcha.
- Realizar o estudo com uma maior amostra de participantes com assimetria para comparar os eventos dos rockers da marcha e a palmilha adequada;
- Fazer a análise inter e intrasujeito para perceber o comportamento individual do pé de cada participante durante a marcha.
- Fazer uma análise mais detalhada da pressão plantar para perceber a quantidade de alterações em relação ao pé descalço, relativamente às diferenças da pisada interna e externa, no pé direito e no pé esquerdo ao longo da marcha.

Assim, o presente trabalho procurou, responder à pergunta de investigação colocada no capítulo inicial, alcançar os objetivos específicos com o intuito de responder à pergunta de investigação e sugerir trabalhos futuros que não foram totalmente explorados no presente trabalho.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abinaya Ishwarya, G. K., & Rajkumar, D. (2020). Analysis of ergonomic risk factors in construction industry. *Materials Today: Proceedings*, 37(Part 2), 2415–2418. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.08.269>
- Al-Ababneh, M. M. (2020). Linking Ontology, Epistemology and Research Methodology. *Science & Philosophy*, 8(1), 75–91. <https://doi.org/10.23756/sp.v8i1.500>
- Alferdaws, F. F., & Ramadan, M. Z. (2020). Effects of lifting method, safety shoe type, and lifting frequency on maximum acceptable weight of lift, physiological responses, and safety shoes discomfort rating. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(9). <https://doi.org/10.3390/ijerph17093012>
- Alves, C., Narayanan, U. G., & Feldman, B. M. (2019). Plantar flexion, dorsiflexion, range of movement and hindfoot deviation are important determinants of foot function in children. *Journal of Children's Orthopaedics*, 13(5), 486–499. <https://doi.org/10.1302/1863-2548.13.190062>
- Anderson, J., Williams, A. E., & Nester, C. (2020). Development and evaluation of a dual density insole for people standing for long periods of time at work. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s13047-020-00402-2>
- Anderson, J., Williams, A. E., & Nester, C. (2021). International Journal of Industrial Ergonomics Musculoskeletal disorders , foot health and footwear choice in occupations involving prolonged standing. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 81(December 2020), 103079. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.103079>
- Barroso, M. P., Arezes, P. M., Da Costa, L. G., & Miguel, A. S. (2005). Anthropometric study of Portuguese workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(5), 401–410. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.10.005>
- Benos, L., Bechar, A., & Bochtis, D. (2020). Safety and ergonomics in human-robot interactive agricultural operations. *Biosystems Engineering*, 200, 55–72. <https://doi.org/10.1016/j.biosystemseng.2020.09.009>
- Bernasconi, A., Cooper, L., Lyle, S., Patel, S., Cullen, N., Singh, D., & Welck, M. (2021). Pes cavovarus in Charcot-Marie-Tooth compared to the idiopathic cavovarus foot: A preliminary weightbearing CT analysis. *Foot and Ankle Surgery*, 27(2), 186–195. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2020.04.004>
- Bilek, F., Deniz, G., Esmez, O., & Belhan, O. (2021). Spatiotemporal Parameters of the Operated and Non-Operated Knees Before and After Unilateral Total Knee Arthroplasty. *Gait & Posture*, 91(October 2021), 192–197. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.033>

- Björk, E., & Ottosson, S. (2007). Aspects of consideration in product development research. *Journal of Engineering Design*, *18*(3), 195–207. <https://doi.org/10.1080/09544820600675966>
- Bravo, G., Bragança, S., Arezes, P. M., Molenbroek, J. F. M., & Castellucci, H. I. (2018). A literature review of anthropometric studies of school students for ergonomics purposes: Are accuracy, precision and reliability being considered? *Work*, *60*(1), 3–17. <https://doi.org/10.3233/WOR-182719>
- Bridger, R. S. (2018). *Introduction to Human Factors and Ergonomics* (4th ed.). Taylor & Francis Group. <https://doi.org/10.1201/b16191-5>
- Bruce, P., & Bruce, A. (2019). *Estatística Prática para Cientistas de Dados - 50 Conceitos Essenciais* (1st ed.). Editora Alta Books.
- Buldt, A. K., Allan, J. J., Landorf, K. B., & Menz, H. B. (2018). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait and Posture*, *62*(July 2017), 56–67. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.026>
- Buldt, A. K., Forghany, S., Landorf, K. B., Levinger, P., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2018). Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait and Posture*, *62*(March), 235–240. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.005>
- Buldt, A. K., & Menz, H. B. (2018). Incorrectly fitted footwear, foot pain and foot disorders: A systematic search and narrative review of the literature. *Journal of Foot and Ankle Research*, *11*(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0284-z>
- Butterworth, P. A., Urquhart, D. M., Landorf, K. B., Wluka, A. E., Cicuttini, F. M., & Menz, H. B. (2015). Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals. *Gait and Posture*, *41*(2), 465–469. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.010>
- Caravaggi, P., Giangrande, A., Lullini, G., Padula, G., Berti, L., & Leardini, A. (2016). In shoe pressure measurements during different motor tasks while wearing safety shoes: The effect of custom made insoles vs. prefabricated and off-the-shelf. *Gait & Posture*, *50*, 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.013>
- Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'Connor, J. J., & Theologis, T. N. (2001). Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. *Journal of Biomechanics*, *34*(10), 1299–1307. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00101-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00101-4)
- Castellucci, H. I., Viviani, C. A., Molenbroek, J. F. M., Arezes, P. M., Martínez, M., Aparici, V., & Bragança, S. (2019). Anthropometric characteristics of Chilean workers for ergonomic and design purposes.

- Ergonomics*, 62(3), 459–474. <https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1540725>
- Castellucci, H., Viviani, C., Arezes, P., Molenbroek, J. F. M., Martínez, M., Aparici, V., & Dianat, I. (2020). Applied anthropometry for common industrial settings design: Working and ideal manual handling heights. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 78(April). <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.102963>
- Chatzistergos, P. E., Naemi, R., Healy, A., Gerth, P., & Chockalingam, N. (2017). Subject Specific Optimisation of the Stiffness of Footwear Material for Maximum Plantar Pressure Reduction. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(8), 1929–1940. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1826-4>
- Ciniglio, A., Guiotto, A., & Spolaor, F. (2021). The Design and Simulation of a 16-Sensors Plantar Pressure Insole Layout for Different Applications: From Sports to Clinics , a Pilot Study. *Sensors*, 21(4), 1–24. <https://doi.org/10.3390/s21041450>
- Collings, R., Freeman, J., Latour, J. M., & Paton, J. (2021). Footwear and insole design features for offloading the diabetic at risk foot—A systematic review and meta-analyses. *Endocrinology, Diabetes and Metabolism*, 4(1), 1–18. <https://doi.org/10.1002/edm2.132>
- Cotoros, D., & Stanciu, A. (2020). Composite Insoles for Improving the Distribution of Plantar Pressure. *Macromolecular Symposia*, 389(1), 10–12. <https://doi.org/10.1002/masy.201900081>
- Creswell, J. W., & Creswell, J. D. (2018). *Research design: Qualitative, quantitative, and mixed methods approaches* (5th ed.). SAGE Publications.
- Curtis, D. J., Bencke, J., Stebbins, J. A., & Stansfield, B. (2009). Intra-rater repeatability of the Oxford foot model in healthy children in different stages of the foot roll over process during gait. *Gait and Posture*, 30(1), 118–121. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.013>
- De Macêdo, T. A. M., Cabral, E. L. D. S., Silva Castro, W. R., De Souza Junior, C. C., Da Costa Junior, J. F., Pedrosa, F. M., Da Silva, A. B., De Medeiros, V. R. F., De Souza, R. P., Cabral, M. A. L., & Másculo, F. S. (2020). Ergonomics and telework: A systematic review. *Work*, 66(4), 777–788. <https://doi.org/10.3233/WOR-203224>
- Dianat, I., Molenbroek, J., & Castellucci, H. I. (2018). A review of the methodology and applications of anthropometry in ergonomics and product design. *Ergonomics*, 61(12), 1696–1720. <https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1502817>
- Dufour, A. B., Losina, E., Menz, H. B., LaValley, M. P., & Hannan, M. T. (2017). Obesity, foot pain and foot disorders in older men and women. *Obesity Research and Clinical Practice*, 11(4), 445–453. <https://doi.org/10.1016/j.orcp.2016.11.001>
- Field, A. (2018). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (5th Editio). SAGE Publications Ltd.

- Franklin, S., Grey, M. J., Heneghan, N., & Bowen, L. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture, 42*, 230–239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>
- Garneau, C. J., & Parkinson, M. B. (2016). A survey of anthropometry and physical accommodation in ergonomics curricula. *Ergonomics, 59*(1), 143–154. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1052853>
- Goto, K., & Abe, K. (2017). Gait characteristics in women's safety shoes. *Applied Ergonomics, 65*, 163–167. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.06.012>
- Gruber, C., Vergara, L. G. L., & Gontijo, L. A. (2019). A review of the application of ergonomics in instructional design. *Work, 64*(3), 601–611. <https://doi.org/10.3233/WOR-193021>
- Gwani, A. S., Asari, M. A., & Ismail, Z. I. M. (2017). How the three arches of the foot intercorrelate. *Folia Morphologica (Poland), 76*(4), 682–688. <https://doi.org/10.5603/FM.a2017.0049>
- Gyi, D., Masson, A., & Hignett, S. (2019). Plus size and obese workers: anthropometry estimates to promote inclusive design. *Ergonomics, 62*(9), 1234–1242. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1622791>
- Hall, S. J. (2016). *Biomecânica Básica* (7th ed.). Guanabara Koogan Ltda.
- Hamill, J., Knutzen, K. M., & Derrick, T. R. (2015). *Biomechanical Basis of Human Movement* (4th ed.). Wolters Kluwer Health.
- Harari, Y., Bechar, A., & Riemer, R. (2020). Workers' biomechanical loads and kinematics during multiple-task manual material handling. *Applied Ergonomics, 83*(September 2018), 102985. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.102985>
- Hebert, S., Filho, T. E. P. B., Xavier, R., & Junior, A. G. P. (2016). Marcha normal e patológica. In Artmed (Ed.), *Ortopedia e traumatologia: princípios e prática* (pp. 2–17).
- Hösl, M., Böhm, H., Multerer, C., & Döderlein, L. (2014). Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait and Posture, 39*(1), 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.017>
- Hurst, B., Branthwaite, H., Greenhalgh, A., & Chockalingam, N. (2017). Medical-grade footwear: The impact of fit and comfort. *Journal of Foot and Ankle Research, 10*(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0184-z>
- International Organization for Standardization. (2019). *Footwear sizing – Mondopoint system of sizing and marking (ISO 9407:2019)*. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:9407:ed-2:v1:en:term:3.1>

- Irvine, U. C., & Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation. In *Kinesiology of the Musculoskeletal System\_Reprint* (2nd ed., Vol. 14). <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-03989-5.00015-8>
- Janson, D., Newman, S. T., & Dhokia, V. (2021). Safety footwear: A survey of end-users. *Applied Ergonomics*, *92*(April 2020), 103333. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103333>
- Jegal, H., Park, Y. U., Kim, J. S., Choo, H. S., Seo, Y. U., & Lee, K. T. (2016). Accessory Navicular Syndrome in Athlete vs General Population. *Foot and Ankle International*, *37*(8), 862–867. <https://doi.org/10.1177/1071100716644791>
- Jellema, A. H., Huysmans, T., Hartholt, K., & van der Cammen, T. J. M. (2019). Shoe design for older adults: Evidence from a systematic review on the elements of optimal footwear. *Maturitas*, *127*(June), 64–81. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2019.06.002>
- Jeong, H., Wayne Johnson, A., Brent Feland, J., Petersen, S. R., Staten, J. M., & Bruening, D. A. (2021). Added body mass alters plantar shear stresses, postural control, and gait kinetics: Implications for obesity. *PLoS ONE*, *16*(2 February), 1–16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0246605>
- Jiang, Y., Wang, D., Ying, J., Chu, P., Qian, Y., & Chen, W. (2021). Design and preliminary validation of individual customized insole for adults with flexible flatfeet based on the plantar pressure redistribution. *Sensors*, *21*(5), 1–12. <https://doi.org/10.3390/s21051780>
- Karakolis, T., Barrett, J., & Callaghan, J. P. (2016). A comparison of trunk biomechanics, musculoskeletal discomfort and productivity during simulated sit-stand office work. *Ergonomics*, *59*(10), 1275–1287. <https://doi.org/10.1080/00140139.2016.1146343>
- Kasović, M., Štefan, L., & Zvonař, M. (2020). More time spent in sedentary behaviors is associated with higher plantar pressures in older women. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(6). <https://doi.org/10.3390/ijerph17062089>
- Khattak, S. A. (2021). Role of ergonomics in re-designing job design in call centres. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, *27*(3), 784–793. <https://doi.org/10.1080/10803548.2019.1630111>
- Kim, J. K., Bae, M. N., Lee, K. B., & Hong, S. G. (2020). Gait event detection algorithm based on smart insoles. *ETRI Journal*, *42*(1), 46–53. <https://doi.org/10.4218/etrij.2018-0639>
- Kizawa, M., Yasuda, T., Shima, H., Mori, K., Tsujinaka, S., & Neo, M. (2020). Effect of toe type on static balance in ballet dancers. *Medical Problems of Performing Artists*, *35*(1), 35–41. <https://doi.org/10.21091/mppa.2020.1005>
- Klöpfer-Krämer, I., Brand, A., Wackerle, H., Müßig, J., Kröger, I., & Augat, P. (2020). Gait analysis –

- Available platforms for outcome assessment. *Injury*, *51*, S90–S96.  
<https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.11.011>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155–163.  
<https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Krähenbühl, N., & Weinberg, W. M. (2019). Anatomy and Biomechanics of Cavovarus Deformity. *Foot and Ankle Clinics*, *24*(2), 84108. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.fcl.2019.02.001>
- Lacko, D., Vleugels, J., Fransen, E., Huysmans, T., De Bruyne, G., Van Hulle, M. M., Sijbers, J., & Verwulgen, S. (2017). Ergonomic design of an EEG headset using 3D anthropometry. *Applied Ergonomics*, *58*, 128–136. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.06.002>
- Laranjo, A. R. G. (2019). *Contributos da Ergonomia para o desenvolvimento de novas propostas de calçado de segurança*. Universidade do Minho.
- Levinger, P., Murley, G. S., Barton, C. J., Cotchett, M. P., McSweeney, S. R., & Menz, H. B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait and Posture*, *32*(4), 519–523. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.013>
- Lin, M. Y., Barbir, A., & Dennerlein, J. T. (2017). Evaluating biomechanics of user-selected sitting and standing computer workstation. *Applied Ergonomics*, *65*, 382–388.  
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.04.006>
- Lindorfer, J., Kröll, J., & Schwameder, H. (2020). Does enhanced footwear comfort affect oxygen consumption and running biomechanics? *European Journal of Sport Science*, *20*(4), 468–476.  
<https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1640288>
- Lippert, L. S. (2013). *Cinesiologia Clínica e Anatomia* (5th ed.). Guanabara Koogan LTDA.
- Liu, L., Wang, H., Li, H., Liu, J., Qiu, S., Zhao, H., & Guo, X. (2021). Ambulatory Human Gait Phase Detection Using Wearable Inertial Sensors and Hidden Markov Model. *Sensors*, *21*(4), 1347.  
<https://doi.org/10.3390/s21041347>
- Lo, W. T., Wong, D. P., Yick, K. L., Ng, S. P., & Yip, J. (2018). The biomechanical effects and perceived comfort of textile-fabricated insoles during straight line walking. *Prosthetics and Orthotics International*, *42*(2), 153–162. <https://doi.org/10.1177/0309364617696084>
- Löffler-Wirth, H., Willscher, E., Ahnert, P., Wirkner, K., Engel, C., Loeffler, M., & Binder, H. (2016). Novel anthropometry based on 3D-body-scans applied to a large population based cohort. *Plos One*, *11*(7), 1–20. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0159887>
- Martinez-Barba, D. A., Martinez-Manuel, R., Daza-Benitez, L., & Vidal-Lesso, A. (2021). Development of

- Self-Calibrating Sensor Footwear and Relevance of In-shoe Characterization on Accurate Plantar Pressure Distribution Measurements. *IEEE Sensors Journal*, 21(6), 8421–8431. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3048611>
- McDonald, A. C., Mulla, D. M., & Keir, P. J. (2019). Muscular and kinematic adaptations to fatiguing repetitive upper extremity work. *Applied Ergonomics*, 75(February 2018), 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.11.001>
- Mei, Q., Gu, Y., Xiang, L., Yu, P., Gao, Z., Shim, V., & Fernandez, J. (2020). Foot shape and plantar pressure relationships in shod and barefoot populations. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 19(4), 1211–1224. <https://doi.org/10.1007/s10237-019-01255-w>
- Melia, G., Siegkas, P., Levick, J., & Apps, C. (2021). Insoles of uniform softer material reduced plantar pressure compared to dual-material insoles during regular and loaded gait. *Applied Ergonomics*, 91(July 2020), 103298. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103298>
- Melnikovas, A. (2018). Towards an Explicit Research Methodology: Adapting Research Onion Model for Futures Studies. *Journal Oh Futures Studies*, 23, 33–58. <https://doi.org/10.14321/j.ctv128fp04.6>
- Menin, M. (2009). Antropometria das extremidades dos membros inferiores de obesos: parâmetros para o desing ergonômico de calçados. *Aleph*, 73 f. : il.
- Miguel-Andrés, I., Rivera-Cisneros, A. E., Mayagoitia-Vázquez, J. J., Orozco-Villaseñor, S. L., & Rosas-Flores, A. (2020). Flatfoot index and areas with the highest prevalence of musculoskeletal disorders in young athletes. *Fisioterapia*, 42(1), 17–23. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2019.08.002>
- Mindler, G. T., Kranzl, A., Lipkowski, C. A. M., Ganger, R., & Radler, C. (2014). Results of gait analysis including the oxford foot model in children with clubfoot treated with the ponseti method. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 96(19), 1593–1599. <https://doi.org/10.2106/JBJS.M.01603>
- Motantasut, P., Hunsawong, T., Mato, L., & Donpunha, W. (2019). Reliability of novice and experienced physiotherapists using the normalized navicular height truncated and the foot posture index-6 for classifying static foot posture in adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 31(4), 392–397. <https://doi.org/10.1589/jpts.31.392>
- Naemi, R., Linyard-Tough, K., Healy, A., & Chockalingam, N. (2015). The influence of slow recovery insole on plantar pressure and contact area during walking. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(2), 1–6. <https://doi.org/10.1142/S0219519415400059>
- Nozaki, S., Watanabe, K., Kamiya, T., Katayose, M., & Ogihara, N. (2020). Sex- and age-related

- morphological variations in the talar articular surfaces of the calcaneus. *Annals of Anatomy*, 229, 151468. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2020.151468>
- Nozaki, S., Watanabe, K., Teramoto, A., Kamiya, T., Katayose, M., & Ogihara, N. (2020). Sex- and age-related variations in the three-dimensional orientations and curvatures of the articular surfaces of the human talus. *Anatomical Science International*, 96(2), 258–264. <https://doi.org/10.1007/s12565-020-00585-5>
- Peduzzi de Castro, M., Abreu, S., Pinto, V., Santos, R., Machado, L., Vaz, M., & Vilas-Boas, J. P. (2014). Influence of pressure-relief insoles developed for loaded gait (backpackers and obese people) on plantar pressure distribution and ground reaction forces. *Applied Ergonomics*, 45(4), 1028–1034. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.01.005>
- Perez-Ibarra, J. C., Siqueira, A. A. G., & Krebs, H. I. (2020). Identification of Gait Events in Healthy Subjects and with Parkinson's Disease Using Inertial Sensors: An Adaptive Unsupervised Learning Approach. *IEEE Sensors Journal*, 20(24), 14984–14993. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3011627>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). SLACK Incorporated.
- Petersen, E., Zech, A., & Hamacher, D. (2020). Walking barefoot vs . with minimalist footwear – influence on gait in younger and older adults. *BMC Geriatrics*, 4–9.
- Pheasant, S. (2003). *Bodyspace: Antropometry, Ergonomics and the Design of Work* (2nd ed., Vol. 1). CRC Press.
- Ramos-Petersen, L., Nester, C. J., Ortega-Avila, A. B., Skidmore, S., & Gabriel, H. (2021). A qualitative study exploring the experiences and perceptions of patients with rheumatoid arthritis before and after wearing foot orthoses for 6 months. *Health & Social Care in the Community*, 1–8. <https://doi.org/10.1111/hsc.13316>
- Reiman, A., Kaivo-oja, J., Parviainen, E., Takala, E. P., & Lauraeus, T. (2021). Human factors and ergonomics in manufacturing in the industry 4.0 context – A scoping review. *Technology in Society*, 65(December 2020), 101572. <https://doi.org/10.1016/j.techsoc.2021.101572>
- Reinert, F., & Gontijo, L. A. (2019). How to integrate ergonomics into product design through the user centered design approach. *Work*, 63(1), 137–149. <https://doi.org/10.3233/WOR-192901>
- Robert, J. M., & Brangier, É. (2012). Prospective ergonomics: Origin, goal, and prospects. *Work*, 41(SUPPL.1), 5235–5242. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0012-5235>
- Rodríguez Vega, G., Zaldivar Colado, U., Zaldivar Colado, X. P., Rodríguez Vega, D. A., & de la Vega

- Bustillos, E. J. (2021). Comparison of univariate and multivariate anthropometric accommodation of the northwest Mexico population. *Ergonomics*, *00*, 1–17. <https://doi.org/10.1080/00140139.2021.1892832>
- Rogati, G., Leardini, A., Ortolani, M., & Caravaggi, P. (2021). Semi-automatic measurements of foot morphological parameters from 3D plantar foot scans. *Journal of Foot and Ankle Research*, *14*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00461-z>
- Russo, L., Di Capua, R., Arnone, B., Borrelli, M., Coppola, R., Esposito, F., & Padulo, J. (2020). Shoes and insoles: The influence on motor tasks related to walking gait variability and stability. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(12), 1–12. <https://doi.org/10.3390/ijerph17124569>
- Sanchis-Sanchis, R., Blasco-Lafarga, C., Encarnación-Martínez, A., & Pérez-Soriano, P. (2020). Changes in plantar pressure and spatiotemporal parameters during gait in older adults after two different training programs. *Gait and Posture*, *77*, 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.015>
- Saunders, M., Lewis, P., & Thornhill, A. (2009). Research Methods for Business Students. In *Pearson Education Limited* (5th ed.). <https://doi.org/10.1055/s-2004-813651>
- Saunders, M., Lewis, P., & Thornhill, A. (2019). Research Methods for Business Students. In *Synthese* (8th ed., Vol. 195, Issue 5). Pearson.
- Schallig, W., van den Noort, J. C., Maas, M., Harlaar, J., & van der Krogt, M. M. (2021). Marker placement sensitivity of the Oxford and Rizzoli foot models in adults and children. *Journal of Biomechanics*, *126*, 110629. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110629>
- Seaman, T. J., & Ball, T. A. (2021). *Pes Cavus* (StatPearls Publishing (ed.)).
- Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A., & Theologis, T. (2006). Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait and Posture*, *23*(4), 401–410. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.002>
- Stefana, E., Marciano, F., Rossi, D., Cocca, P., & Tomasoni, G. (2021). Wearable devices for ergonomics: A systematic literature review. *Sensors (Switzerland)*, *21*(3), 1–24. <https://doi.org/10.3390/s21030777>
- Taborri, J., Palermo, E., Rossi, S., & Cappa, P. (2016). Gait partitioning methods: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, *16*(1), 40–42. <https://doi.org/10.3390/s16010066>
- Taddei, U. T., Matias, A. B., Ribeiro, F. I. A., Bus, S. A., & Sacco, I. C. N. (2020). Effects of a foot strengthening program on foot muscle morphology and running mechanics : A proof-of-concept ,

- single-blind randomized controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, 42, 107–115. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.01.007>
- Teixeira, R., Coelho, C., Oliveira, J., Gomes, J., Pinto, V. V., Ferreira, M. J., Nóbrega, J. M., Da Silva, A. F., & Carneiro, O. S. (2021). Towards customized footwear with improved comfort. *Materials*, 14(7). <https://doi.org/10.3390/ma14071738>
- Tosi, F. (2020a). *Design for Ergonomics*. Springer. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-33562-5\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-030-33562-5_8)
- Tosi, F. (2020b). Ergonomics in Design, current development and new challenges. *Work*, 66(4), 913–916. <https://doi.org/10.3233/WOR-203236>
- Tosi, F. (2020c). Ergonomics in Design and Design in Ergonomics. *Work*, 66, 909–911. <https://doi.org/10.3233/WOR-203235>
- Tur, J. A., & Bibiloni, M. D. M. (2019). Anthropometry, body composition and resting energy expenditure in human. *Nutrients*, 11(8), 14–16. <https://doi.org/10.3390/nu11081891>
- Van Hove, S., De Vos, J., Verbruggen, J. P. A. M., Willems, P., Meijer, K., & Poeze, M. (2014). Gait analysis and functional outcome after calcaneal fracture. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 97(22), 1879–1888. <https://doi.org/10.2106/JBJS.N.01279>
- Wafai, L., Zayegh, A., Woulfe, J., Mahfuzul, S., & Begg, R. (2015). Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry. *Sensors (Switzerland)*, 15(8), 20392–20408. <https://doi.org/10.3390/s150820392>
- Xiao, S., Zhang, X., Deng, L., Zhang, S., Cui, K., & Fu, W. (2020). Relationships between Foot Morphology and Foot Muscle Strength in Healthy Adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(4), 1274. <https://doi.org/10.3390/ijerph17041274>
- Xu, W., Furie, D., Mahabaleswar, M., Suresh, B., & Chouhan, H. (2019). Applications of an interaction, process, integration and intelligence (IPII) design approach for ergonomics solutions. *Ergonomics*, 62(7), 954–980. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1588996>
- Yamamoto, T., Hoshino, Y., Kanzaki, N., Nukuto, K., Yamashita, T., Ibaraki, K., Nagamune, K., Nagai, K., Araki, D., Matsushita, T., & Kuroda, R. (2020). Plantar pressure sensors indicate women to have a significantly higher peak pressure on the hallux, toes, forefoot, and medial of the foot compared to men. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s13047-020-00410-2>
- Zhang, Y., Fekete, G., Fernandez, J., & Gu, Y. (2017). Analysis of foot kinematics with unstable sole structure using oxford foot model. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 3(4), 1–9. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.34.1>

- Zuil-Escobar, J. C., Martínez-Cepa, C. B., Martín-Urrialde, J. A., & Gómez-Conesa, A. (2018). Medial Longitudinal Arch: Accuracy, Reliability, and Correlation Between Navicular Drop Test and Footprint Parameters. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *41*(8), 672–679. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.04.001>
- Zwaferink, J. B. J., Custers, W., Paardekooper, I., Berendsen, H. A., & Bus, S. A. (2021). Effect of a carbon reinforcement for maximizing shoe outsole bending stiffness on plantar pressure and walking comfort in people with diabetes at high risk of foot ulceration. *Gait & Posture*, *86*, 341–345. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.04.010>

## ANEXO 1 – FICHA DO PARTICIPANTE

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

### DADOS PESSOAIS

|   |
|---|
| <b>Nome (iniciais):</b><br>_____  |
| <b>Código</b> ( <i>dia do teste/nº do participante/sexo/ambiente (1-5)</i> ):<br>_____  |
| <b>Sexo:</b><br><input type="checkbox"/> Masculino<br><input type="checkbox"/> Feminino |
| <b>Data de nascimento:</b><br>_____   |
| <b>Peso (kg):</b><br>_____  |
| <b>Altura (mm):</b><br>_____  |

### EXAME CLÍNICO

|  |
|--|
| 1) Que tipo de sapato usa habitualmente? (p.e: desportivo, casual, formal):<br>_____                                 |
| 2) Qual número calça?<br>_____   |
| 3) Já fez alguma cirurgia nos membros inferiores? Se sim, qual?<br>_____   |
| 4) Já usou botas ortopédicas, palmilhas corretivas ou outro tipo de dispositivo corretor diurno ou noturno?<br>_____ |
| 5) Já teve alguma fratura nos membros inferiores?<br>_____   |
| 6) Utiliza órtese?<br>_____  |

7) Habitualmente tem sentido alguma dor nos pés?

\_\_\_\_\_

8) Apresenta alguma deformidade morfológica ou estrutural do pé? se sim qual? (p. e. dedos em garra, HAV, Amputação, etc.)

\_\_\_\_\_

**Classificação quanto ao arco longitudinal medial:**

- Comprimento do pé truncado: \_\_\_\_\_
- Altura do arco: \_\_\_\_\_

Normal

Plano

Cavo

Assimétrico

## MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

### 1. Diâmetros:

Membro inferior direito:

1.1 Joelho (mm): \_\_\_\_\_

1.2 Tornozelo (mm): \_\_\_\_\_

Membro inferior esquerdo:

1.1 Joelho (mm): \_\_\_\_\_

1.2 Tornozelo (mm): \_\_\_\_\_

### 2. Comprimento Membro Inferior:

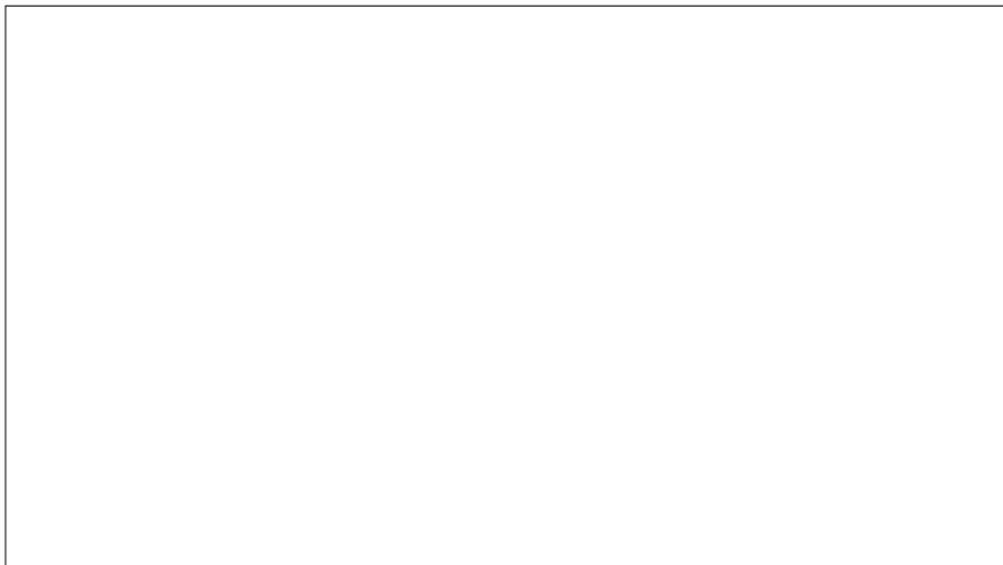
2.1 Direito (mm): \_\_\_\_\_

2.1 Esquerdo (mm): \_\_\_\_\_

## **ORIENTAÇÕES AOS PARTICIPANTES**

1. Andar o mais natural possível, evitar olhar para o chão.
2. Esperar pelo comando.

## **NOTAS E OBSERVAÇÕES**



## ANEXO 2 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA RECOLHA DE DADOS

### Caro Membro dos Bombeiros Voluntários de Guimarães,

Obrigado pela disponibilidade de saber mais acerca do nosso estudo! Convidamo-lo a participar neste projeto de investigação e desenvolvimento, designado por **shoe@future**, que está a ser conduzido num consórcio entre a Universidade do Minho, o Instituto Politécnico de Bragança, o Centro Tecnológico do Calçado de Portugal, a Lavoro/ICC, a Codil - Costa & Dias Lda e conta com o apoio da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa.

**Título do Projeto:** shoe@future - Soluções Tecnológicas para Calçado Profissional  
**Investigadores responsáveis:** Profa. Susana Raquel Pinto da Costa e Prof. Miguel Ângelo Fernandes Carvalho  
Universidade do Minho - Escola de Engenharia (DPS/DET)

#### Este estudo é sobre o quê?

O estudo pretende desenvolver uma palmilha de montagem/acabamento biomecânica e termicamente superiores, visando o conforto térmico e ergonómico de utilizadores em condições extremas de trabalho. A recolha de dados será realizada em três etapas: digitalização tridimensional do pé, análise de pressão plantar e análise de marcha (utilizando o modelo *Oxford Foot Model*). Os dados recolhidos irão fornecer informações que permitirão avaliar o desempenho das palmilhas desenvolvidas no estudo, no que tange a melhoria das distribuições plantares de pressão, o impacto na marcha, assim como a adaptação da palmilha ao formato do pé.

#### O que será solicitado a fazer?

- Inicialmente, iremos pedir que preencha um formulário com seus dados pessoais.
- Em seguida, iremos fazer digitalizações de seu pé utilizando um *scanner* (equipamento de digitalização corporal 3D) manual que utiliza uma tecnologia de luz infravermelha inócua. Para as digitalizações iremos identificar pontos de referência no seu pé, marcando a sua posição com um marcador lavável e colocando pequenos autocolantes removíveis. Inicialmente será realizada a digitalização na posição em pé, solicitando que suba a uma pequena plataforma, permanecendo em pé numa postura estável durante alguns minutos. Em seguida, iremos solicitar que deite em uma superfície para fazer a digitalização do pé em posição neutra.
- Posteriormente iremos medir sua estatura utilizando um estadiómetro e massa corporal utilizando uma balança comum.
- De seguida, daremos início à análise de pressão plantar e análise de marcha. Será pedido que utilize um vestuário específico - *boxer* (homens) e *cueca/top* (mulheres). Serão realizadas medições antropométricas dos membros inferiores (diâmetro do joelho, diâmetro do tornozelo e comprimento da perna) manualmente. Iremos novamente colocar marcadores ao longo dos membros inferiores e pelve para a análise de marcha e prender sensores inerciais para a análise de pressão plantar. Depois será solicitado que caminhe sobre um tapete de pressão para a recolha dos dados. Você será solicitado a repetir essa etapa até que os dados obtidos sejam satisfatórios.
- Em seguida, uma palmilha será fixada aos seus pés, usando uma fita-cola. Novamente, será solicitado que caminhe sobre o tapete de pressão. Posteriormente, outro modelo de palmilha será fixada aos seus pés e os testes serão repetidos.
- Observamos que se a qualquer momento os dados não forem adquiridos com precisão, os testes terão de ser refeitos.

#### Riscos e desconfortos

Não prevemos nenhum risco associado além daqueles encontrados em atividades rotineiras.

#### Benefícios

Saiba que estamos muito agradecidos pela sua participação voluntária, e apreciamos muito o seu tempo e disponibilidade. Os testes realizados irão permitir avaliar o desempenho das palmilhas desenvolvidas no estudo, para serem utilizadas na indústria do calçado de segurança.

### **Privacidade/Confidencialidade**

Todas as informações serão confidencialmente guardadas e não serão divulgadas de nenhuma maneira que possam ser associadas individualmente aos participantes. Os registos do estudo serão armazenados de forma segura. Apenas os investigadores responsáveis pelo estudo terão acesso a estes dados. Os resultados dos testes serão mantidos para análise e publicação. Caso concorde, podemos futuramente vir a contactá-lo por e-mail para novos estudos.

### **A participação é voluntária**

A participação neste estudo é completamente voluntária, e pode optar por não participar. Mesmo que decida participar, poderá interromper a sua participação a qualquer momento. Se decidir não participar neste estudo ou interromper a sua participação a qualquer momento, não será penalizado ou perderá quaisquer benefícios pelos quais se qualifique e isso não afetará a sua atual ou futura relação com os parceiros envolvidos no projeto.

### **E se eu tiver alguma dúvida?**

Os investigadores responsáveis por este estudo são a Profa. Susana Raquel Pinto da Costa e o Prof. Miguel Ângelo Fernandes Carvalho, professores da Escola de Engenharia da Universidade do Minho.

Por favor, se tiver alguma dúvida coloque todas as questões neste momento. Entretanto, se futuramente tiver questões, poderá contactar os investigadores responsáveis através dos e-mails [susana.costa@dps.uminho.pt](mailto:susana.costa@dps.uminho.pt) e [migcar@2c2t.uminho.pt](mailto:migcar@2c2t.uminho.pt).

### **Declaração de Consentimento**

Eu li as informações acima e fui devidamente esclarecido em todas as minhas dúvidas sobre o estudo.

Eu concordo em participar neste estudo:

\_\_\_\_\_

Nome completo

\_\_\_\_\_

Data

\_\_\_\_\_

Assinatura

Eu permito que os meus dados sejam utilizados em estudos futuros:

\_\_\_\_\_

Assinatura

\_\_\_\_\_

Data

Investigador que obteve o consentimento:

\_\_\_\_\_

Nome completo

\_\_\_\_\_

Data

\_\_\_\_\_

Assinatura

*Este formulário de consentimento será mantido pela equipa de investigação durante pelo menos cinco anos após o final do estudo.*

**Muito obrigado pela sua participação!**

ANEXO 3 – TABELA DAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DOS PARTICIPANTES

| Código | Idade | Sexo | Nº calçado | Peso  | Altura | Parâmetros (mm) |         |           |        |
|--------|-------|------|------------|-------|--------|-----------------|---------|-----------|--------|
|        |       |      |            |       |        | Comprimento     | Largura | Perímetro |        |
| 0401   | 47    | M    | 37         | 110,1 | 1,60   | Pé direito      | 232,01  | 85,62     | 234,24 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 217,43  | 88,49     | 234,65 |
| 0402   | 34    | F    | 40         | 83,4  | 1,66   | Pé direito      | 266,24  | 109,65    | 247,82 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 250,05  | 104,9     | 242,75 |
| 0403   | 59    | M    | 40         | 67,3  | 1,63   | Pé direito      | 253,51  | 103,53    | 264,21 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 250,7   | 97,22     | 232,63 |
| 0404   | 34    | M    | 42         | 94,4  | 1,75   | Pé direito      | 273,79  | 103,86    | 264,21 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 275,16  | 107,6     | 232,63 |
| 0405   | 25    | M    | 42         | 79,5  | 1,72   | Pé direito      | 268,73  | 100,7     | 241,34 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 270,1   | 100,06    | 258,16 |
| 0406   | 36    | M    | 40         | 78,2  | 1,66   | Pé direito      | 241,07  | 92,56     | 247,64 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 239,16  | 96,84     | 233,26 |
| 0507   | 42    | M    | 42         | 96,5  | 1,72   | Pé direito      | 266,7   | 110,06    | 260,86 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 261,71  | 109,81    | 260,2  |
| 0508   | 38    | M    | 43         | 96,8  | 1,78   | Pé direito      | 271,84  | 87,97     | 245,29 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 266,36  | 102,66    | 245,94 |
| 0509   | 44    | M    | 42         | 85,7  | 1,69   | Pé direito      | 262,67  | 107,96    | 260,92 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 266,77  | 123,26    | 241    |
| 0510   | 32    | M    | 42         | 69,6  | 1,75   | Pé direito      | 267,39  | 99,96     | 238,48 |
|        |       |      |            |       |        | Pé esquerdo     | 263,53  | 94,75     | -      |

|             |    |   |      |       |      |             |        |        |        |
|-------------|----|---|------|-------|------|-------------|--------|--------|--------|
| <b>0511</b> | 28 | F | 37   | 72,7  | 1,61 | Pé direito  | 241,13 | 96,49  | 224,91 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 241    | 89,1   | 246,64 |
| <b>0512</b> | 33 | M | 45   | 90,7  | 1,78 | Pé direito  | 283,27 | 104,7  | 257,03 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 283,95 | 101,1  | 256,75 |
| <b>0613</b> | 26 | M | 41   | 69,2  | 1,69 | Pé direito  | 268,17 | 102,27 | 237,61 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 263,38 | 101,4  | 286,38 |
| <b>0614</b> | 54 | M | 43   | 86,1  | 1,74 | Pé direito  | 270,69 | 100,49 | 249,01 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 265,72 | 97,03  | 249,55 |
| <b>0615</b> | 35 | M | 42   | 109,4 | 1,69 | Pé direito  | 252,4  | 104,59 | 253,43 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 242,97 | 100,66 | 262,38 |
| <b>0616</b> | 57 | M | 42   | 94,9  | 1,79 | Pé direito  | 270,43 | 106,13 | 250,23 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 243,7  | 90,94  | 260,56 |
| <b>0617</b> | 45 | M | 40   | 65,2  | 1,72 | Pé direito  | 251,28 | 99,25  | 226,04 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 256,81 | 88,08  | 237,69 |
| <b>0618</b> | 22 | F | 36   | 46,8  | 1,57 | Pé direito  | 224,76 | 86,05  | 205,83 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 231,21 | 83,37  | 212,45 |
| <b>0719</b> | 39 | F | 37   | 62,8  | 1,59 | Pé direito  | 229,57 | 82,38  | 205,56 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 234,73 | 83,95  | 208,35 |
| <b>0720</b> | 46 | M | 45   | 72,8  | 1,76 | Pé direito  | 297,79 | 102,37 | 238,52 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 293,51 | 92,36  | 237,32 |
| <b>0721</b> | 21 | F | 35,5 | 48,3  | 1,53 | Pé direito  | 229,8  | 89,03  | 213,44 |
|             |    |   |      |       |      | Pé esquerdo | 218,3  | 80,79  | 212,41 |
| <b>0722</b> | 41 | M | 43   | 110,8 | 1,77 | Pé direito  | 261,83 | 104,92 | 258,46 |

|             |    |   |    |      |      |             |        |        |        |
|-------------|----|---|----|------|------|-------------|--------|--------|--------|
|             |    |   |    |      |      | Pé esquerdo | 268,07 | 104,9  | 254,71 |
| <b>0723</b> | 21 | M | 41 | 73,0 | 1,75 | Pé direito  | 256,92 | 113,74 | 258,61 |
|             |    |   |    |      |      | Pé esquerdo | 260,58 | 102,76 | 246,89 |
| <b>0724</b> | 50 | M | 41 | 86,1 | 1,68 | Pé direito  | 252,5  | 95,49  | 243,96 |
|             |    |   |    |      |      | Pé esquerdo | 258,93 | 100,66 | 245,74 |
| <b>0725</b> | 45 | F | 38 | 49,9 | 1,59 | Pé direito  | 237,12 | 96,09  | 227,1  |
|             |    |   |    |      |      | Pé esquerdo | 241,32 | 90,39  | 230,45 |