



Rosa Maria Matos Fernandes Lima

Adaptação Ergonómica e Antropométrica de Calçado para Pessoas com Necessidades Especiais: Um Estudo de Caso

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Rosa Maria Matos Fernandes Lima

Adaptação Ergonómica e Antropométrica de
Calçado para Pessoas com Necessidades
Especiais: Um Estudo de Caso

Tese de Mestrado
Engenharia Humana

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor Pedro Arezes
Professor Doutor Miguel Carvalho

Novembro de 2012

DEDICATÓRIA

À minha família

AGRADECIMENTOS

Sem dúvida que todas as palavras são poucas para agradecer a todos aqueles que me acompanharam ao longo desta etapa, e que de alguma forma contribuíram para o seu desenvolvimento.

Em primeiro lugar, queria agradecer à minha família, por terem acreditado em mim, ao Fernando por estar sempre presente, ao meu filho Bruno, por ter aceitado ser o caso de estudo e pela disponibilidade prestada na realização de todos os ensaios necessários, e à minha filha Cláudia por ler a tese e dar bons pareceres.

Ao CCG - Centro de Computação Gráfica da Universidade do Minho, pela disponibilização e apoio técnico na realização da avaliação cinemática da marcha, especialmente ao Doutor Jorge Santos (DP) e à Liliana Magalhães (DET).

Ao professor Marcelo Peduzzi de Castro (FDUP), por todo o apoio técnico prestado na avaliação cinética da marcha.

Ao Eng.º João Neiva, da empresa *Tomorrow Options Microelectronics*, por ter facultado os dispositivos de mapeamento de pressões e *software*, bem como todos os esclarecimentos adicionais.

Ao Sr. Fortunato O. Frederico da empresa *Kyaia*, por ter disponibilizado o calçado para este estudo permitindo a possibilidade de escolher o modelo.

Ao Sr. Fernando Coutinho da empresa *Pés Saltitantes, Lda* por disponibilizar as suas instalações, equipamentos e materiais necessários para a realização das alterações corretivas nas botas, bem como todo o apoio técnico prestado.

À terapeuta Conceição por estar sempre disponível.

À minha sobrinha Elisabete, por me ajudar com o Abstract.

À Doutora Celina Leão e Doutora Ana Cristina Braga, pelo apoio prestado na análise estatística.

O meu agradecimento especial aos meus orientadores pela oportunidade, pela pronta disponibilidade e orientação. Ao Doutor e orientador Pedro Arezes (DPS), por todo o acompanhamento, dedicação e compreensão prestados e ao Doutor e orientador Miguel Carvalho (DET), por me incentivar a elaborar este estudo, pela motivação e apoio prestado.

RESUMO

O estudo teve como objetivo principal, desenvolver as alterações adequadas num par de calçado, de forma a melhorar a marcha de um indivíduo selecionado para este estudo de caso. Esta análise teve em consideração os aspetos ergonómicos, nomeadamente os relativos às questões antropométricas e de conforto. Teve ainda como objetivo mais específico a realização da análise da marcha com calçado pré e pós intervenção.

Devido à necessidade de avaliar a estrutura óssea do sujeito do caso em estudo, foi realizado um radiograma convencional, que registou na coluna uma escoliose-dorso-lombar de grande raio e concavidade à direita, na bacia bácia para o lado esquerdo, e tendo revelado nos membros inferiores encurtamento do membro inferior esquerdo em 29 mm. Os pés denunciam grau de hipoplasia do terceiro e quarto metatarsianos à esquerda e eventual pé aducto. A avaliação antropométrica confirmou a dissimetria no membro inferior esquerdo, localizada entre o joelho e o pé esquerdo em 27 mm.

As alterações corretivas foram implementadas na bota esquerda, com um acréscimo de 20 mm na palmilha interna (20 mm na zona do calcanhar, 10 mm na zona plantar) e na sola 10 mm. No total, o acréscimo foi de 20 mm na zona plantar e aproximadamente 30 mm na zona do calcanhar. Foi elaborado um questionário para a avaliação subjetiva do conforto do calçado e os resultados obtidos parecem apontar para o fato das botas serem confortáveis.

A análise cinética da marcha foi avaliada através de um sistema de mapeamento de pressões *WalkinSense*. Os resultados evidenciaram algumas melhorias na distribuição da pressão plantar após a alteração corretiva no calçado. O pico de pressão no pé esquerdo reduziu de 2,8kg/cm² para 1,6kg/cm². O segundo pico existente nesse pé apresentou um decréscimo acentuado, redução do pico de pressão plantar no pé direito de 2,7 kg/cm² para 2,3kg/cm².

A análise cinemática operou-se através de um sistema de captura de movimento *VICON*, os resultados demonstraram melhoria na marcha após alterações corretivas no calçado. A análise estatística revelou diferenças significativas em todos os ensaios, com $p \approx 0$.

Identificaram-se as dissimetrias e patologias associadas, corrigiu-se o calçado escolhido pelo indivíduo de acordo com as especificidades identificadas, sem alterar a aparência inicial e serem aceites pelo mesmo. Os objetivos propostos foram alcançados.

Palavras-chave: Ergonomia, Antropometria, Conforto do Calçado, Análise da Marcha.

ABSTRACT

The study aimed at, starting from a pair of shoes chosen by the studied person, developing appropriate amendments to improve his walking, taking into account the ergonomic aspects, namely those related to anthropometric and comfort issues. As a more specific goal, perform the analysis of walking with pre and post footwear intervention.

Due to the need to evaluate the bone structure of the case study, a conventional X-ray was performed, noticing in the spine a large radius lumbar-back-scoliosis and a concavity to the right, the basin scales to the left side, in the lower limbs it revealed a shortening of the left leg of 29 mm, the feet denounce certain degree of hypoplasia of the third and fourth metatarsal to the left and a probable adduct foot. Anthropometric evaluation confirmed the asymmetry in the left lower limb, located between the knee and the left foot in 27 mm.

The corrective changes were implemented in the left boot, with an extra 20 mm in the insole (20 mm in the heel area, 10 mm in the plantar surface) and 10 mm on the soles. Totally, the increase was of 20 mm in the plantar surface and approximately 30 mm in the heel area. A questionnaire was developed to subjectively assess the comfort of the footwear and the results indicated the boots as being comfortable.

The kinetic of gait analysis was evaluated through a pressure mapping device-*WalkinSense*. The results showed improvements in the plantar pressure distribution after corrective change in footwear. The peak pressure in the left foot decreased from 2.8 kg/cm² to 1.6 kg/cm², the second peak existing in that foot adduced a marked decrease and reduction of peak plantar pressure in the right foot from 2.7 kg/cm² to 2.3 kg/cm².

The kinematic assessment was carried out through a motion capture system *VICON*, the results demonstrated the existence of improvements in walking after corrective changes in the footwear. Statistical analysis revealed significant differences in all tests, with $p \approx 0$.

Asymmetries and associated pathologies were identified, corrected the footwear chosen by the user according to the specificities identified, without changing the initial appearance maintaining the acceptance by the user. The proposed objectives were achieved.

Keywords: Ergonomics, Anthropometry, Footwear Comfort, Gait Analysis

ÍNDICE GERAL

DEDICATÓRIA.....	iii
AGRADECIMENTOS.....	v
RESUMO	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiv
ÍNDICE DE TABELAS	xvii
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS /PROBLEMA DE INVESTIGAÇÃO.....	7
PARTE I - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	9
3. CONCEITOS ESSENCIAIS.....	9
3.1. Ergonomia	9
3.2. Antropometria Aplicada.....	9
3.3. Biomecânica	10
3.4. Deficiência/Necessidades Especiais.....	11
4. O DOMÍNIO – TEMAS FUNDAMENTAIS À REALIZAÇÃO DO ESTUDO	15
4.1. Marcha Humana.....	15
4.2. Ciclo da Marcha	15
4.3. Pé.....	16
4.3.1. DEFORMAÇÕES CONGÊNITAS NOS PÉS.....	17
4.4. Análise da Marcha	19
4.4.1. MARCHA NORMAL.....	21
4.4.2. MARCHA PATOLÓGICA	21
4.5. Análise Clínica da Marcha	21
4.6. Avaliação da Marcha	22
4.6.1. SISTEMA <i>VICON</i>	26
4.6.2. PRESSÃO PLANTAR.....	27
4.7. Origem do Calçado	27
4.7.1. TIPOS DE CALÇADO	27
4.7.2. PALMILHAS.....	28
4.7.3. INTERVENÇÕES CORRETIVAS EM CALÇADO.....	28

4.7.4. INTERVENÇÕES CORRETIVAS EM PALMILHAS.....	30
4.8. Conforto do Calçado.....	31
4.8.1. ANÁLISE DO CONFORTO	31
PARTE II – TRABALHO DESENVOLVIDO	33
5. METODOLOGIA.....	33
5.1. Análise por Raio X.....	33
5.2. Medições Antropométricas	34
5.2.1. MATERIAL	34
5.2.2. PROCEDIMENTO	35
5.3. Avaliação do Conforto.....	39
5.3.1. MATERIAL	40
5.4.2. PROCEDIMENTO	41
5.4. Análise da Marcha pelo Sistema <i>VICON</i>.....	43
5.4.1. MATERIAL	43
5.4.2. PROCEDIMENTO	44
5.5. Análise por Palmilhas de Pressão "<i>WalkinSense</i>".....	51
5.5.1. MATERIAL UTILIZADO	52
5.5.2. PROCEDIMENTO	53
5.6. Alterações Corretivas Efetuadas no Calçado	54
5.6.1. MATERIAL E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS	55
5.6.2. PROCEDIMENTO	57
6. ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS.....	63
6.1. Análise e Discussão de Resultados por Raio X	63
6.2. Análise e Discussão de Resultados da Avaliação Antropométrica.....	65
6.2.1. ANTES DA ALTERAÇÃO DO CALÇADO	65
6.2.2. APÓS ALTERAÇÃO DO CALÇADO	69
6.3. Análise e Discussão de Resultados da Avaliação do Conforto	70
6.4. Análise e Discussão de Resultados por Sistema <i>VICON</i>.....	75
6.4.1. ANTES DA ALTERAÇÃO DO CALÇADO.....	75
6.4.2. APÓS ALTERAÇÃO DO CALÇADO	78
6.5. Análise e Discussão de Resultados por Palmilhas de Pressão	85
6.5.1. ANTES DA ALTERAÇÃO DO CALÇADO.....	85

6.5.2. COMPARAÇÃO PÉ ESQUERDO COM PÉ DIREITO APÓS ALTERAÇÃO DO CALÇADO	89
6.5.3. COMPARAÇÃO PÉ ESQUERDO ANTES E PÉ ESQUERDO APÓS ALTERAÇÃO	92
6.5.3. COMPARAÇÃO PÉ DIREITO ANTES E PÉ DIREITO APÓS ALTERAÇÃO	92
6.6. Análise e Discussão de Resultados da Alteração do Calçado.....	99
7. CONCLUSÃO.....	103
BIBLIOGRAFIA.....	105
ANEXO 1 - QUESTIONÁRIOS DE AVALIAÇÃO DO CONFORTO.....	I
ANEXO 2 - TABELAS DA ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS RECOLHIDOS DO <i>VICON</i>	VII

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Representação do ciclo da marcha (adaptado de Santos, 2009)	16
Figura 2 – Antropómetro fixo.....	35
Figura 3 – Antropómetro portátil	35
Figura 4 – Antropómetro portátil	36
Figura 5 – Antropómetro Fixo.....	37
Figura 6 – Principais dimensões antropométricas estáticas	37
Figura 7 – Balança de precisão.....	42
Figura 8 – Medidor de temperaturas de superfícies	42
Figura 9 – Medição na planta do pé.....	42
Figura 10 – Medição entre os metatarsos	42
Figura 11 – Desconforto térmico (Neves et al., 2006).....	42
Figura 12 – Câmara de filmagem <i>Vicon</i>	45
Figura 13 – Localização dos 39 marcadores	45
Figura 14 – Visualização dos marcadores acoplados no corpo e dispositivos <i>walkinSense</i>	47
Figura 15 – Momento da marcha “ida”	48
Figura 16 – Momento da marcha “regresso”	49
Figura 17 – Imagem dos vetores condição parado	50
Figura 18 – Imagem dos vetores em movimento	50
Figura 19 – Visualização dos marcadores e vetores pelo <i>Vicon</i>	51
Figura 20 – Disposição dos sensores no <i>software</i>	54
Figura 21 – Rede de sensores, cabo USB com carregador e <i>pen bluetooth</i>	54
Figura 22 – Palmilhas com rede de sensores afixados e dispositivos	54
Figura 23 – Molde em cartão canelado	57
Figura 24 – Palmilha pele de vaca	58
Figura 25 – Palmilha borracha e pele de porco (costas)	58
Figura 26 – Palmilha borracha e pele de porco (frente)	58
Figura 27 – Reativar cola no forno de ar quente	59
Figura 28 – Dar cola na palmilha.....	60
Figura 29 – Demonstração da aplicação da goma	60
Figura 30 – Palmilha concluída.....	60
Figura 31 – Remoção do tacão	61
Figura 32 – Dar cola nas solas e acrescentes.....	62
Figura 33 – Reativação de cola	62
Figura 34 – Remoção de arestas e acerto de solas.....	62

Figura 35 – Botas finalizadas perfil interior → Bota alterada	62
Figura 36 – Botas finalizadas perfil exterior → Bota alterada.....	62
Figura 37 – Coluna em chassi extra-longo (90 cm).....	64
Figura 38 – Membros inferiores em chassi extra-longo (120 cm).....	64
Figura 39 – Pé vista frontal.....	65
Figura 40 – Bacia.....	65
Figura 41 – Pé vista lateral	65
Figura 42 – Visualização da planta do pé	73
Figura 43 – Visualização do pé esquerdo	74
Figura 44– Avaliação do conforto *(1- concordo plenamente; 4 - neutro; 7 - discordo plenamente)	74
Figura 45 – Altura da passada antes da intervenção (gráfico de dispersão).....	77
Figura 46 – Comprimento da passada antes da alteração	77
Figura 47 – Desvio da postura ereta antes da alteração.....	78
Figura 48 – Comparação da altura da passada com referência ao calcanhar.....	79
Figura 49 – Comparação antes e após alteração e pé esquerdo e pé direito (altura da passada)	80
Figura 50 – Comparação do comprimento da passada antes e depois.....	81
Figura 51 – Comparação antes e após alteração e pé esquerdo e pé direito (comprimento da passada)	82
Figura 52 – Comparação do desvio da posição ereta antes e após alteração	83
Figura 53 – Comparação antes e após alteração e pé esquerdo e pé direito (desvio na passada)	84
Figura 54 – Avaliação da pressão para ambos os pés antes da alteração do calçado (esquerdo - linha contínua e direito - linha tracejada)	87
Figura 55 – Faseamento postural de ambos os pés antes da alteração.....	87
Figura 56 – Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar esquerdo (linha contínua) e direito (linha tracejada)	88
Figura 57 – Diferenças de pressão no sensor 1.....	88
Figura 58 – Diferenças de pressão no sensor 3.....	88
Figura 59 – Representação de marcha normal (adaptado Túlio Diniz, 2012)	89
Figura 60 – Avaliação da pressão para ambos os pés após alteração do calçado (esquerdo - linha contínua e direito - linha tracejada)	90
Figura 61 – Faseamento postural de ambos os pés após	91
Figura 62 – Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar esquerdo e direito)	91
Figura 63 – Diferenças de pressão no sensor 3.....	92
Figura 64 – Diferenças de pressão no sensor 1.....	92
Figura 65 – Comparação da pressão do pé esquerdo (antes-linha contínua) e esquerdo (após- linha tracejada).....	94

Figura 66 – Faseamento postural de ambos os pés esquerdos.....	94
Figura 67 – Diferenças de pressão no sensor 6 (diferenças entre calcanhar esquerdo e esquerdo).....	95
Figura 68 – Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar esquerdo e esquerdo).....	95
Figura 69 – Comparação da pressão do pé direito (antes-linha continua) e direito (após-linha tracejada).....	96
Figura 70 – Faseamento postural de ambos os pés direitos (antes - sem cor e após - bege).....	96
Figura 71 – Diferenças de pressão no sensor 7 (diferenças entre calcanhar direito e direito) ...	97
Figura 72 – Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar direito e direito) ...	97
Figura 73 – Diferenças de pressão no sensor 1.....	97
Figura 74 – Diferenças de pressão no sensor 3.....	98
Figura 77 – Botas calçadas antes da alteração.....	101
Figura 75 – Botas finalizadas perfil Frontal → Bota alterada	101
Figura 76 – Botas finalizadas perfil Posterior → Bota alterada	101
Figura 78 – Botas calçadas após alteração	102

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – TABELA UMINHO - Dados antropométricos da população portuguesa.....	37
Tabela 2 – Tabela estatística N (0,1).....	39
Tabela 3 – Dimensões antropométricas e percentis correspondentes	68
Tabela 4 – Dados antropométricos após alteração das botas.....	70
Tabela 5 – Avaliação Objetiva antes da intervenção.....	71
Tabela 6 – Avaliação Objetiva pós intervenção.....	71
Tabela 7 – Resultados às diferenças na altura do calcanhar antes da alteração	77
Tabela 8 – ANOVA para o conjunto inicial de dados (altura da passada)	79
Tabela 9 – ANOVA para o conjunto final de dados (altura da passada).....	80
Tabela 10 – ANOVA para o conjunto inicial de dados (Comprimento da passada)	82
Tabela 11 – ANOVA para o conjunto final de dados (Comprimento da passada).....	82
Tabela 12 – ANOVA para o conjunto inicial de dados (desvio).....	84
Tabela 13 – ANOVA para o conjunto final de dados (desvio)	84
Tabela 14 – Tamanho da amostra altura do calcanhar	VIII
Tabela 15 – Tamanho da amostra do comprimento do passo.....	VIII
Tabela 16 – Resultados às diferenças do comprimento do passo antes da alteração	VIII
Tabela 17 – Tamanho da amostra desvio antes	VIII
Tabela 18 – Resultados às diferenças da postura ereta antes da alteração	IX

1. INTRODUÇÃO

O estudo de caso desenvolvido nesta dissertação é relativo a um jovem, com uma deficiência congênita na perna esquerda, caracterizada pela inexistência do tendão tibial posterior, traduzindo-se por uma dificuldade em executar a extensão e inversão do pé. O jovem estudado, praticamente não possui gêmeos impedindo-o de realizar a extensão do pé e flexão da perna (Seeley *et al.*, 2003), tendo sido submetido a uma cirurgia, onde foi transferido o tendão curto peronial para o tendão de Aquiles e do extensor próprio do *hallux* para o tibial posterior, tenotenodese do extensor do *hallux* com extensor comum (Nascimento, 2010). Apesar de apresentar melhorias significativas com a intervenção realizada, o tendão tibial posterior apresenta-se sem robustez provocando aparência de pé aducto, resultando em dificuldades na marcha e demonstrando acentuada inclinação do calcanhar para a parte interna do pé. Possui, aproximadamente menos 3 cm no comprimento da perna esquerda em relação à perna direita. Essa dissimetria está praticamente toda localizada entre o joelho e o pé. A perna afigura-se mais magra desde o joelho até ao pé. O pé esquerdo apresenta-se mais pequeno que o direito e praticamente não se observam músculos nos dedos dos pés. Antes da cirurgia, o apoio e a passada do pé esquerdo eram realizados pelo calcanhar na posição de pronação durante a marcha.

As patologias encontradas em qualquer paciente que têm pé torto residual compreendem vários graus de equino, varo, adução, supinação, cavo, e agenesia dos pés (Karol & Jeans, 2011). Segundo Ponseti (1996), citado por Cooke *et al.* (2008), os músculos das pernas, especialmente o grupo posterior e medial, numa criança com pé torto tendem a ser menores na circunferência e mais curtos em comprimento e quando se compara com o tendão do tibial posterior normal em particular, este apresenta-se muitas vezes de espessura elevada. O grau de encurtamento é proporcional à gravidade do pé torto (Isaacs *et al.*, 1977). Os ligamentos e cápsulas articulares no lado medial e posterior do pé e tornozelo são espessos e lateralmente tendem a ser magros e fracos (Cooke *et al.*, 2008). Sushruta (500 aC) recomendou correção das patologias através de massagens, talas e calçado adaptável. A avaliação de patologias por ressonância magnética mostrou-se útil na determinação de patologias e na identificação das características associadas ao pé torto (Itohara *et al.*, 2005). A avaliação de pés tortos corrigidos cirurgicamente, apontou poder ser realizada rotineiramente através da análise de pressão (Herd *et al.*, 2008). Para este

estudo de caso mostrou-se relevante adquirir noções de patologias do pé torto, tratamentos e intervenções indicados para cada tipo de patologia. A agenesia do jovem aparenta pé torto, embora as especificidades deste caso sejam particulares, visto ser caso único revelado, aos 3 meses de idade foi-lhe prescrito fisioterapia, à qual foi prosseguindo até aos 4 anos, como se revelou diferente devido à ausência de tendões e não podendo desenvolver aquilo que não se possui, foram cancelados os tratamentos de fisioterapia e ficou só com natação como tratamento que persegue até à atualidade, por indicações do médico que o acompanhou até à atualidade. O calçado recomendado foi do uso de sapatilhas de basquetebol, por protegerem melhor a zona do tornozelo e se mostrarem flexíveis permitindo uma melhor execução da marcha.

A ergonomia atua na melhoria das condições do homem, na conceção de meios com o máximo de conforto, segurança e eficácia (Carneiro, 2010). A contribuição da antropometria para a ergonomia, permite evidenciar dimensionamentos inadequados e adoção de posturas inadequadas, mas permite igualmente prevenir o aparecimento de lesões geralmente músculo-esqueléticas (Barroso & Costa, 2010). A biomecânica apresenta-se como o estudo da mecânica do contínuo, dos sistemas biológicos e efeitos mecânicos no movimento do corpo, tamanho, forma e estrutura (Whatkins, 1999, citado em Lu & Chang, 2012). O objetivo essencial da análise do movimento humano é compreender a função mecânica do sistema músculo-esquelético durante a execução de uma tarefa motora (Lu & Chang, 2012). Neste estudo foi necessário compreender a biomecânica da marcha, o comportamento dos membros inferiores durante o ciclo da marcha, transferência de carga e distribuição da pressão plantar.

A marcha humana tem sido um tema de interesse para o estudo básico e clínico e este conhecimento deve-se à existência de implicações clínicas (Lovejoy, 2005). A marcha humana descreve o movimento automatizado que integra todos os seguimentos corporais, que podem diferir de pessoas para pessoas, havendo diferenças resultantes da altura, peso, idade, cadência, sexo, gestação, estado emocional, entre outros (Saad *et al.*, 1996). Perry (1992), citado por Lu & Chang (2012) na sequência dos seus estudos, dividiu o ciclo da marcha em cinco períodos para a fase de apoio e três para a fase de balanço. Sutherland (1997) aprimorou a definição do ciclo da marcha passando a conter três períodos de postura, duplo apoio inicial, a posição de um único membro e segundo duplo de apoio. Análise cinemática é o estudo dos parâmetros temporais e espaciais da marcha e cinética é o estudo das forças envolvidas com o movimento da marcha (Saad *et al.*, 1996).

Existem vários métodos na análise da marcha, o método GAITRite[®] mostrou-se adequado para a seleção de parâmetros espaciais e temporais na marcha normal em adultos (Bilney *et al.*, 2003). Uso da pressão plantar na pesquisa clínica (Orlin & McPoil, 2000), medição da pressão plantar através do protocolo de iniciação da marcha a dois passos (Taylor *et al.*, 2004). Medição das Forças de Reação ao Solo através de palmilhas de pressão (Forner-Cordero *et al.*, 2006b). Utilização de acelerómetros ligados ao corpo com a finalidade de examinar acelerações segmentares durante a marcha (Kavanagh & Menz, 2008), uso da Acelerometria para avaliar a melhoria na simetria da marcha após uso de calçado prescrito, pois acredita-se que a acelerometria de tronco pode ser uma ferramenta útil no campo da reabilitação da marcha (Terrier *et al.*, 2009).

Uso de Estimulação Elétrica Funcional em músculos paralisados (Barrett *et al.*, 2009), validação de Estimulação Elétrica Funcional através do desenvolvimento de modelo de sapato que admite a quantificação cinemática de sapato 3D (Pratt *et al.*, 2012). Utilização da Esterofotogrametria combinada com Forças de Reação ao Solo para identificar desvios normais cinemáticos, cinéticos e avaliação de condições neuromusculoesqueléticas (Lu & Chang, 2012).

Shanthikumar *et al.* (2010) sugerem que a prescrição de ortóteses na população atlética se deva basear na dinâmica da avaliação de marcha em corrida. Segundo Nurse *et al.* (2005) as palmilhas para calçados e ortóteses são tipicamente considerados intervenções mecânicas. Intervenções em calçados são comumente usadas para alterar padrões de marcha, melhorar o conforto e tratar uma série de doenças dos membros inferiores (Gross, 1991; Nigg, 1999; Razeghi, 2000; Nurse, 2005). Uso de dispositivos ortopédicos para melhorar a função do esqueleto (Crabtree, 2009).

Neste estudo verificou-se necessidade em realizar a análise da marcha para validar as alterações corretivas que iriam ser introduzidas no calçado, tendo-se optado na análise cinemática pelo sistema de captura de movimento *Vicon*, de forma a avaliar o movimento (comprimento da passada, altura da passada e desvios posturais).

Para a análise cinética optou-se pelas palmilhas de pressão *WalkinSense*, este dispositivo mede a pressão do pé e a velocidade com mais precisão do que a inspeção visual atual ou máquinas menos sofisticados. Esta análise torna-se rápida e bastante útil na prescrição de ortóteses corretivas.

A indústria do calçado verificou um acentuado crescimento nos últimos anos, com crescente

inovação de *design* próprio. De modo a aumentar a sua competitividade, as empresas investiram na criação de marcas próprias, inovando nos materiais utilizados, no *design* arrojado e apostando na internacionalização das suas marcas. Contudo, esse desenvolvimento parece não se ter verificado no segmento de calçado para pessoas com necessidades motoras especiais. Existe uma necessidade evidente de intervir neste domínio de modo a colmatar esta lacuna e tornar possível uma oferta de calçado adaptado a necessidades específicas, sem afetar a dignidade nem os níveis de conforto destes utilizadores especiais e com custos acessíveis.

O desenvolvimento e adaptabilidade do calçado devem ir de encontro aos aspetos antropométricos dos utilizadores, considerando as características ergonómicas relacionadas quer com a forma, quer com o conforto. Para validar as alterações tornou-se imprescindível avaliar o conforto, sendo este realizado através de questionário de avaliação subjetiva.

Existe no mercado uma grande variedade de produtos (vestuário, almofadas, etc.) feitos por medida mas que são considerados muitas vezes como artigos de luxo, tornando-os alcançáveis apenas a uma minoria com possibilidades económicas. A maioria dos utilizadores limitam-se a usar os produtos pré-fabricados. Contudo, para alguns grupos de pessoas o suposto “luxo” de projeto sob medida torna-se numa necessidade caso pretendam levar uma vida normal e independente. Tal como referido por Barroso e Costa (2010), as características físicas e limitações dos deficientes são de tal modo variáveis que os equipamentos de ajuda têm, muitas vezes, que ser feitos especialmente "à medida" para o próprio utilizador.

Pressupunha-se essencial, para além do relatório médico, tomar conhecimento da situação real em que se encontrava o jovem, então tornou-se necessário avaliar a estrutura óssea deste estudo de caso, através da prescrição de Raios X convencional pelo médico de família, bem como uma avaliação antropométrica, realizada através do uso do Protocolo das Dimensões Antropométricas e Percentis (Uminho) com recurso a um antropómetro fixo e um portátil.

A tese afigura-se dividida em duas partes distintas, na primeira parte apresenta-se a introdução à temática em estudo, os objetivos propostos para a realização do trabalho e a revisão bibliográfica, estando esta dividida em duas áreas, na primeira aborda os temas com importância para a sua elaboração e na segunda os temas cujo domínio se torna fundamental para compreender, desenvolver e elaborar a parte seguinte do estudo.

Na segunda parte constam as metodologias desenvolvidas para a elaboração desta tese, a avaliação por Raios X, antropométrica, do conforto, cinemática e cinética da marcha e as

alterações corretivas no calçado. Seguidamente encontra-se a análise e discussão dos resultados obtidos, as conclusões e as propostas para trabalhos futuros.

2. OBJETIVOS /PROBLEMA DE INVESTIGAÇÃO

A ideia de que o calçado deve ser concebido exclusivamente pensando no benefício que possa trazer para a saúde deve ser formatada e atualizada, dando primazia a outros parâmetros igualmente relevantes para as pessoas que não podendo alterar a sua condição física, possam em sintonia com a igualdade, escolher o seu calçado de acordo com as suas preferências, ou seja, terem acesso a um calçado inclusivo.

O estudo de caso deste trabalho é relativo a um jovem de 16 anos, com uma deficiência congénita na perna esquerda, onde apresenta uma dissimetria de aproximadamente 30 mm de diferença do membro inferior esquerdo em comparação com o direito.

O estudo tem como objetivo principal, desenvolver alterações adequadas num par de calçado, escolhido pelo indivíduo do estudo, de forma a melhorar a sua marcha, não esquecendo os aspetos ergonómicos, nomeadamente os relativos às questões antropométricas e de conforto.

Inserido neste objetivo mais genérico, está um objetivo mais específico: realizar a análise da marcha com calçado pré e pós intervenção.

Como condições de partida as alterações a efetuar não deveriam alterar a aparência inicial e deveriam ser obviamente aceites pelo utilizador.

Os materiais a utilizar devem apresentar robustez e conforto.

PARTE I - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3. CONCEITOS ESSENCIAIS

A presente revisão bibliográfica pretende apresentar os conceitos essenciais para a investigação, nomeadamente: definição e pertinência da ergonomia, antropometria aplicada, biomecânica e legislação sobre necessidades especiais.

3.1. Ergonomia

A ergonomia surge como uma ciência nova, produto da colaboração de muitas ciências e especialidades, visando humanizar o trabalho, colocando o homem como foco das atenções e cuidados, analisando a sua constituição, potencial e limitações, de modo a não ser exigido para além das suas capacidades (Verdussen, 1978).

Segundo Clark & Corlett (1984) citado por Wilson & Corlett (1990), a ergonomia é o estudo das capacidades e características humanas que afetam o *design* de equipamentos, sistemas, e empregos, segundo estes mesmos autores, a ergonomia tem como objetivo melhorar a eficiência, segurança e bem-estar das pessoas.

Christensen *et al.* (1984), citado por Wilson & Corlett (1990), definem a ergonomia como o ramo da ciência e tecnologia que inclui o conhecimento teórico sobre o comportamento humano e as características biológicas. Estas podem ser validamente aplicadas às especificações, *design*, avaliação, operação e manutenção de produtos e sistemas para aprimorar o uso seguro, eficaz e satisfatório por indivíduos, grupos e organizações.

Wilson & Corlett (1990), proferem a importância de ver a ergonomia como uma abordagem, uma filosofia, uma forma de tomar conta das pessoas no modo como projeta ou organiza o local “projeto para as pessoas”.

3.2. Antropometria Aplicada

A antropometria, inicialmente utilizada em antropologia como meio de classificação e identificação de diferenças ráticas e dos efeitos de dietas alimentares, condições de vida, etc., no crescimento, foi pouco a pouco fornecendo informações acerca das dimensões humanas importantes para a conceção e dimensionamento dos espaços e dos postos de trabalho. A

princípio, muitas das decisões eram simples: o alcance era definido pelo comprimento do braço estendido entre o ombro e o punho, o comprimento do antebraço definia as áreas de fácil alcance e a distância entre a face inferior da coxa e o solo, com a perna dobrada pelo joelho em ângulo reto era a dimensão máxima aceitável para a altura do assento de uma cadeira.

Assim sendo, a antropometria pode ser definida como o conjunto de técnicas utilizadas para medir o corpo humano ou as suas partes. A antropometria tem muitas aplicações: permite evidenciar dimensionamentos inadequados e a adoção de posturas inadequadas, possibilitando a prevenção do aparecimento de lesões, geralmente músculo-esqueléticas. De fato, as lesões músculo-esqueléticas (LMEs) são entendidas como alterações a nível dos músculos, nervos, tendões, ligamentos, articulações e cartilagens, e assumem-se como uma das patologias mais frequentes no contexto das doenças profissionais, uma realidade frequente que acarreta malefícios para o trabalhador e, numa escala maior, para a própria organização. A antropometria constitui uma ciência humana básica que contribui para a ergonomia, a qual, por sua vez, contribui com dados, conceitos e metodologias para o processo de *design* ou conceção (Barroso & Costa, 2010).

Os tipos de dados antropométricos utilizados na avaliação antropométrica são os dados antropométricos estáticos e os dinâmicos. Os dados antropométricos estáticos dizem respeito às dimensões estruturais do corpo, medidas habitualmente entre pontos anatómicos fixos em posturas estereotipadas, habitualmente designadas por posturas antropométricas normalizadas. São exemplos a altura de pé, as alturas dos olhos e dos cotovelos de pé ou sentado, os comprimentos dos membros, as larguras dos ombros ou das ancas e as espessuras do corpo a diversos níveis. Também se enquadram nesta categoria os perímetros dos membros, da cabeça, do pescoço e do tronco, bem como o peso. Os dados antropométricos dinâmicos incluem medições de alcances ou amplitudes efetuadas em condições "funcionais", que permitam ao indivíduo um certo grau de liberdade de modo a poder adotar posturas "naturais" para o desempenho de uma dada tarefa. Também podem ser incluídas nesta categoria as amplitudes de movimento das articulações e dos membros e a força exercida em várias ações (Barroso & Costa, 2010).

3.3. Biomecânica

Segundo Watkins (1999), citado por Lu & Chang (2012) a Biomecânica é o estudo da mecânica

continua (estudo de cargas, movimento, *stress* e tensão de sólidos e fluidos) dos sistemas biológicos e os efeitos mecânicos no movimento do corpo, tamanho, forma e estrutura. Segundo o mesmo autor, a influência mecânica em sistemas biológicos pode ser encontradas a vários níveis, desde o molecular e celular, em todo o percurso até atingir o nível de órgão, tecido e do sistema (Lu & Chang, 2012). Para Forner-Cordero *et al.* (2006), o estado do ser humano relativamente à mecânica do corpo poderia ser definido com os ângulos articulares e velocidades angulares ou os ângulos de segmento e velocidades angulares. O movimento humano é obtido através de uma interação mecânica complexa e altamente coordenada entre os ossos, músculos, ligamentos e articulações, no âmbito do sistema músculo-esquelético (Lu & Chang, 2012).

Qualquer lesão de um dos elementos individuais do sistema músculo-esquelético irá alterar a interação mecânica e causa uma degradação, de instabilidade ou deficiência de movimento. A modificação adequada, manipulação e controlo do ambiente mecânico pode ajudar a prevenir lesões, correta identificação das anormalidades, e velocidade de cura e reabilitação. Portanto, a compreensão da biomecânica e do carregamento de cada elemento é útil para estudar a etiologia da doença, permitindo tomar as decisões de tratamento e a avaliação dos efeitos do mesmo (Lu & Chang, 2012).

Os dispositivos ortopédicos são amplamente utilizados em atividades desportivas e podem ser usados para melhorar a função do esqueleto, aumentando assim o desempenho biomecânico do utilizador e, subsequentemente, proporcionando uma marcha mais económica (Crabtree *et al.*, 2009).

3.4. Deficiência/Necessidades Especiais

Segundo o artigo 4º do Decreto-lei nº93/2009, de 16 de Abril, “Pessoa com deficiência”, é aquela que, por motivos de perda ou anomalia, congénita ou adquirida, de funções ou de estruturas do corpo, incluindo as funções psicológicas, apresente dificuldades específicas suscetíveis de, em conjugação com os fatores do meio, lhe limitar ou dificultar a atividade e participação em condições de igualdade com as demais pessoas. As pessoas com deficiência segundo o mesmo artigo e o mesmo decreto, têm direito a produtos de apoio. “Produtos de apoio (anteriormente designados de ajudas técnicas)”, são qualquer produto, instrumento, equipamento ou sistema técnico usado por uma pessoa com deficiência, especialmente

produzido ou disponível que previne, compensa, atenua ou neutraliza a limitação funcional ou de participação (Ministério do Trabalho e da Solidariedade Social, 2009). Neste parâmetro engloba-se o calçado já previsto pelo artigo 44º da lei nº87-B/98 de 31 de Dezembro que, apresenta a alteração da lista I anexa ao Código do IVA na alínea 2.5 onde passa a ter a seguinte redação- Aparelhos ortopédicos, cintas médico-cirúrgicas e meias medicinais, cadeiras de rodas e veículos semelhantes, acionados manualmente ou por motor, para deficientes, aparelhos, artefatos e demais material de prótese ou compensação destinados a substituir, no todo ou em parte, qualquer membro ou órgão do corpo humano ou a tratamento de fraturas e as lentes para correção de vista, bem como calçado ortopédico, desde que prescrito por receita médica, nos termos a regulamentar pelo Governo no prazo de 30 dias (Assembleia da República, 1998).

Segundo a Portaria n.º185/99, de 20 de Março, para efeitos do disposto na verba 2.5 da lista I anexa ao Código do Imposto sobre o Valor Acrescentado, aprovado pelo Decreto-Lei n.º 394-B/84, de 26 de Dezembro, considera-se calçado ortopédico o calçado especificamente concebido ou adaptado para correção ou compensação de deficiências, deformações ou limitações de funcionalidade do pé ou parte do pé, de natureza congénita ou adquirida por doença ou traumatismo. O calçado estandardizado transformado em calçado ortopédico (Assembleia da República, 1999), e calçado existente no mercado, posteriormente transformado em calçado ortopédico, esta portaria engloba as alterações efetuadas no calçado para corrigir as dissimetrias existentes na pessoa em estudo, posteriormente é possível corrigir calçado estandardizado comprado a gosto pelo utente e posteriormente introduzir alterações sendo este calçado incluído nas ajudas técnicas, desde que seja prescrito por um médico.

O termo "pessoa com deficiência" é aplicável a qualquer pessoa que não possa por si só responder, total ou parcialmente à exigência da vida corrente, individual e/ou coletiva, por motivo de qualquer insuficiência, congénita ou adquirida, das suas capacidades físicas ou mentais (Assembleia Geral, 1975).

As pessoas com deficiência gozam dos mesmos direitos fundamentais que os restantes cidadãos. O artigo primeiro da Declaração Universal dos Direitos do Homem declara: "Todos os seres humanos são livres e iguais em dignidade e direitos"(Assembleia Geral, 1948). Para alcançar este objetivo, todas as comunidades devem celebrar a sua diversidade intrínseca e devem assegurar que as pessoas com deficiência possam desfrutar integralmente dos direitos humanos: civis, políticos, sociais, económicos e culturais reconhecidos nas diversas Convenções

Internacionais, no Tratado da União Europeia e nas constituições nacionais (Congressistas Madrid, 2003).

As pessoas com deficiência têm direito a tratamento médico, psicológico e funcional, incluindo próteses e ortóteses, à reabilitação médica e social, à educação, educação vocacional e reabilitação, assistência, aconselhamento, serviços de colocação e outros serviços que lhes possibilitem desenvolver ao máximo as suas capacidades e aptidões e a acelerar o processo de sua integração ou reintegração social (Assembleia Geral, 1975).

As escolas regulares, seguindo esta orientação inclusiva, constituem os meios capazes para combater as atitudes discriminatórias, criando comunidades abertas e solidárias, construindo uma sociedade inclusiva e atingindo a educação para todos. Proporcionam uma educação adequada à maioria das crianças e promovem a eficiência, numa ótima relação custo-qualidade, de todo o sistema educativo (Conferência Mundial, 1994).

As deficiências de estrutura podem consistir numa anormalidade, defeito, perda ou outro desvio importante relativamente a um padrão das estruturas do corpo. As deficiências foram definidas de acordo com os conhecimentos biológicos atuais ao nível de tecidos ou das células e ao nível sub-celular ou molecular. Por motivos práticos, no entanto, esses níveis não estão classificados. As bases biológicas das deficiências orientaram essa classificação e é possível expandir a classificação para incluir os níveis celular ou molecular. Do ponto de vista médico, deve ter-se em mente que as deficiências não são equivalentes às patologias subjacentes, mas sim a manifestações dessas patologias (OMS, 2004).

Segundo a Organização Mundial da Saúde, respeitante à classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde na parte referente às estruturas do corpo, no capítulo 7 relativo às funções neuromusculoesqueléticas e relacionadas com o movimento, define “As estruturas do corpo são partes anatómicas do corpo, tais como, órgãos, membros e seus componentes”. “As deficiências são problemas nas funções ou nas estruturas do corpo, tais como, um desvio importante ou uma perda”. (OMS, 2004) .

De acordo com o Decreto-Lei n.º 170/80 de 29 de Maio, “O abono complementar a crianças e jovens deficientes é concedido até aos 24 anos aos descendentes ou equiparados do trabalhador ou do cônjuge que, por razões de lesão, deformidade ou doença, congénita ou adquirida, estejam em alguma das situações seguintes: “...”, c) Possuam uma redução permanente de capacidade física, motora, orgânica, sensorial ou intelectual que os impossibilite de prover

normalmente à sua subsistência ao atingirem a idade de exercício de atividade profissional” (Assembleia da República, 1980).

Segundo a Lei nº 38/2004 de 18 de Agosto, artigo 34º relativo ao direito à educação e ensino, “Compete ao Estado adotar medidas específicas necessárias para assegurar o acesso da pessoa com deficiência à educação e ao ensino inclusivo, mediante, nomeadamente, a afetação de recursos e instrumentos adequados à aprendizagem e à comunicação” (Assembleia da República, 2004).

A Lei constitucional nº1/2005 de 12 de Agosto, artigo 64º, realça que “Todos têm direito ao ensino com garantia do direito à igualdade de oportunidades de acesso e êxito escolar” realçando também a promoção e apoio do “Acesso dos cidadãos portadores de deficiência ao ensino e apoiar o ensino especial, quando necessário” (Assembleia da República, 2005).

4. O DOMÍNIO – TEMAS FUNDAMENTAIS À REALIZAÇÃO DO ESTUDO

O presente capítulo apresenta a pesquisa bibliográfica realizada a temas diretamente relacionados com o trabalho a desenvolver, tais como: estudo da marcha humana, identificação de patologias dos membros inferiores, alterações corretivas efetuadas, conhecimento dos diferentes métodos de avaliação da marcha e a validação desses mesmos métodos.

4.1. Marcha Humana

A Marcha é uma função elementar da vida diária humana e tem sido um tema de interesse para o estudo básico e clínico. O conhecimento da marcha humana deve-se em grande parte à existência de implicações clínicas, pelo que tem sido demonstrado a importância da compreensão da mecânica da marcha humana nas intervenções cirúrgicas e no desenvolvimento de implantes (Lovejoy, 2005). A marcha humana descreve um movimento automatizado que integra todos os segmentos corporais. Esta consiste numa substituição suave de peso de um membro inferior para outro, enquanto se mantém simultaneamente o equilíbrio no apoio. Este movimento varia de pessoa para pessoa, devido a diferenças de altura, de peso, de idade, cadência, sexo, gestação, estado emocional, entre outros (Saad *et al.*, 1996).

4.2. Ciclo da Marcha

Segundo Winter (1995), o primeiro estudo na iniciação da marcha foi relatado por Herman *et al.* (1958), onde as plataformas de forças, a cinemática das articulações e os dados de eletromiografia, descreveram os componentes de iniciação. As forças de reação verticais de cada plataforma de força mostraram a sequência de carga e descarga de cada membro inferior.

Perry (1992), citado por Lu & Chang (2012) na sequência dos seus trabalhos, dividiu o ciclo da marcha em cinco períodos da fase de apoio e três períodos da fase de balanço. David Sutherland (1997) aprimorou a definição do ciclo da marcha ao incluir três períodos de postura, ou seja, duplo apoio inicial, a posição de único membro, e segundo duplo apoio (Sutherland, 1997).

No que respeita à distribuição de cargas na planta do pé, em condições estáticas, o peso do corpo distribui-se predominantemente para o calcanhar (60%). O ante pé recebe 32%, dos quais 28% situam-se nas cabeças dos metatarsos e 4% nos dedos.

A fase de apoio representa 60% do ciclo da marcha (Figura1), o primeiro apoio é realizado no contato inicial do calcanhar ao solo, posteriormente existe uma resposta à carga onde se dá o aplainamento do pé e o contato total do pé, segue-se o apoio médio, depois o calcanhar começa a retirada com a elevação do retro pé e dá-se a fase terminal de apoio, no final dá-se a impulsão através do desprendimento dos dedos e dá-se o pré-balanço. A fase de balanço representa 40% do ciclo da marcha, é quando o membro de referência não contata o solo, o balanço de oscilação inicial e aceleração, o balanço de oscilação médio e o balanço de oscilação de desaceleração (Santos, 2009).

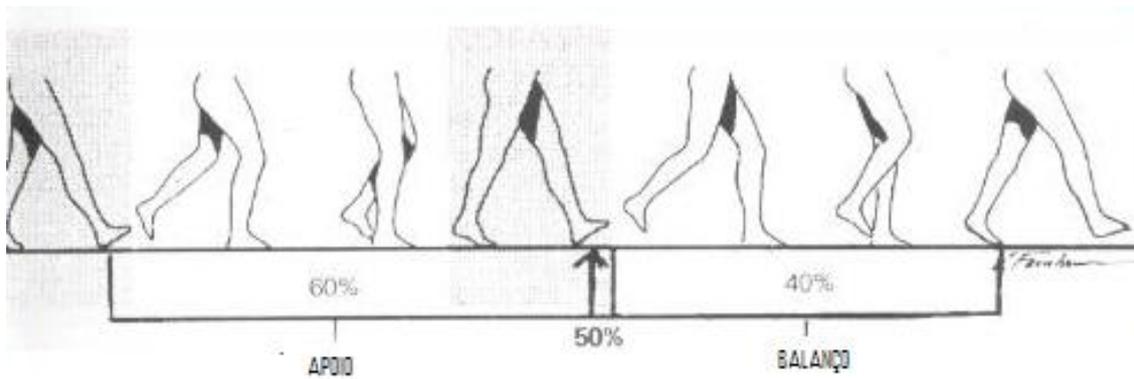


Figura 1 – Representação do ciclo da marcha (adaptado de Santos, 2009)

4.3. Pé

O pé é uma estrutura complexa, que atua como uma interface entre o chão e o corpo humano, ele fornece equilíbrio, apoio e estabilização durante a marcha e de sustentação do peso (Herd *et al.*, 2008). A Tarefa do pé é manter o centro de massa do corpo com segurança dentro da base de apoio, no entanto quando se pretende mover o corpo sobre o chão, seja um passo ou mais que o equilíbrio é drasticamente alterado (Winter, 1995).

O pé é uma das estruturas do corpo ergonomicamente mais eficiente e pode sustentar elevadas pressões geradas por atividades dinâmicas (Putti *et al.*, 2008).

O pé é um órgão de amortecimento de choques ou impactos, adaptando-se ao solo irregular, mas também precisa de ser uma alavanca rígida para permitir a caminhada. Para que o mesmo órgão consiga fazer estes dois trabalhos, o seu comportamento deve sofrer alterações dramáticas durante as diferentes fases do seu ciclo mecânico (Gafaniz *et al.*, 2006).

Nurse *et al.* (2005) define o pé humano como o primeiro ponto de contato entre o corpo e ambiente externo, e é idealmente posicionado para fornecer informações sensoriais para o

centro do sistema nervoso durante as tarefas estáticas e dinâmicas.

4.3.1. DEFORMAÇÕES CONGÊNITAS NOS PÉS

As deformações encontradas em qualquer paciente que tem pé torto residual compreendem vários graus de equino, varo, adução, supinação, cavo, e deformação nos pés (Karol & Jeans, 2011).

O pé torto é uma deformação congênita que ocorre entre 1 a 3 por mil nascidos vivos, embora isso possa variar de acordo com a raça e a geografia. Foram observados muitos casos em Polinésios, Havaianos e Maori e alguns no Oriente. Essa deformidade é, talvez, tão antiga quanto a humanidade. O antigo cirurgião indiano Sushruta (500 aC), recomendou a correção das deformações através de massagem na infância, talas na primeira infância e calçados adaptáveis em adultos. Hipócrates havia expressado que a manipulação suave repetida e aplicada atempadamente poderia efetivamente corrigir a deformação, este princípio básico ainda é válido atualmente (Pandey & Pandey, 2003).

Entretanto, as modalidades de manutenção da correção desta patologia passaram por diferentes fases, incluindo gema de ovo imerso embrulhado num pano, fundição de gesso de Paris, talas de madeira e outros materiais, cintagem com adesivo e vários tipos de botas. O pé torto é basicamente uma deformidade em que o pé é congenitamente e rigidamente deformado na posição equino, varo e Talús (Pandey & Pandey, 2003).

O pé valgo apresenta-se com a projeção do calcâneo para fora do corpo, fazendo com que o Tendão de Aquiles se projete para a parte interna do corpo. Os tornozelos vistos por trás podem se tocar facilmente ainda que o bordo medial dos pés esteja afastado. O pé varo afigura-se com a projeção do Tendão de Aquiles para a parte externa do corpo, fazendo com que o calcâneo se projete para dentro. A deformação na posição pé boto equino, é uma deformação do pé caracterizada pela flexão plantar permanente, de forma que a pessoa apoia apenas a parte da frente dos pés (antepé) e deixa o calcâneo numa posição elevada, por exemplo, quando se caminha com as pontas dos pés. Considera-se, também, pé varo quando apresenta a parte da frente desviada para o interior e pode apresentar uma exagerada curvatura plantar. Pode apresentar supinação projetando o calcanhar para a parte externa e afastando os joelhos. Pé tálus é uma má formação congênita onde temos o osso escafoide luxado para cima do tálus, apresenta dorsiflexão, caminha com as pontas dos pés para cima realizando a marcha apoiado

pelo calcanhar. Esta pode ser a única mal formação do indivíduo, ou pode vir acompanhada de outras alterações como mielomeningocele (espinha Bífida), artrogirpose, luxação de quadril, etc. Pode apresentar pronação projetando o calcanhar para dentro juntando os joelhos. Em ambos os casos pode apresentar num só pé ou em ambos (Chotel *et al.*, 2005).

O caso em estudo foi inicialmente diagnosticado como pé tálus no membro inferior esquerdo. O tratamento recomendado foi terapia diária de fisioterapia, mas com o decorrer dos tratamentos os fisioterapeutas aperceberam-se de que não se tratava de um pé talo comum, uma vez que o pé não se apresentava rígido e o bebé não chorava com a manipulação dos tratamentos. Mais tarde foi visto pelo professor Abel Nascimento, o qual diagnosticou como patologia pé talo flácido, esclarecendo que embora esta patologia, aparentemente, se afigurasse com o tradicional pé torto, efetivamente era bastante diferente, uma vez que o tendão tibial posterior não existia e os gêmeos eram quase invisíveis, já o tendão peronial apresentava-se sobre desenvolvido. Após pesquisa deste tipo de casos foi averiguado que era um caso único ou então o único caso revelado e segundo a radiografia realizada, tem aparências de pé aducto.

O pé torto congénito ou pé torto congénito equino é uma das anomalias congénitas ortopédicas mais comuns. Pode ser isolada ou associada a outras anomalias congénitas graves especialmente se bilateral e grave (Cooke *et al.*, 2008).

Num estudo onde se pretendia avaliar a deformidade morfológica de pé tálus no pé torto congénito pela ressonância magnética tridimensional, demonstrou que essa técnica de avaliação pode ser útil na determinação da patologia e nas várias características associadas com o pé torto (Itohara *et al.*, 2005).

Herd *et al.* (2008) pretendiam avaliar pés tortos corrigidos cirurgicamente por meios biomecânicos com a intenção de desenvolver certos índices de auxílio na avaliação objetiva. Os resultados deste estudo apontaram que a análise de pressão do pé deve ser utilizada rotineiramente na avaliação do pé torto.

Posteriormente, noutro estudo, propunha-se avaliar o resultado do tratamento dos pacientes com pé torto congénito equino-varo com base na avaliação a longo prazo, clínico funcional e biomecânico. O estudo apontou bons resultados clínicos e funcionais. Os estudos biomecânicos foram capazes de identificar anormalidades subtis que seriam de outra forma inaparentes no exame clínico. Este estudo recomenda que a avaliação biomecânica deverá ser integrada na avaliação global dos resultados após o tratamento do pé torto congénito equino-varo (Yapp *et al.*,

2012).

Segundo Ponseti (1996), citado por Cooke *et al.* (2008), os músculos das pernas, especialmente o grupo posterior e medial, numa criança com pé torto tendem a ser menores na circunferência e mais curtos em comprimento quando comparado com o tendão do tibial posterior normal em particular, este apresenta-se muitas vezes de espessura elevada. O grau de encurtamento é proporcional à gravidade do pé torto (Isaacs *et al.*, 1977). Os ligamentos e cápsulas articulares e no lado medial e posterior do pé e tornozelo são espessos e lateralmente tendem a ser magros e fracos (Cooke *et al.*, 2008). O caso em estudo apresenta atrofia muscular na perna, ausência do tibial posterior, e quase inexistência dos gêmeos, com alterações ao nível do joelho e aparência mais magra desde o joelho até ao pé. O pé apresenta-se mais pequeno que o direito e praticamente não se observam músculos nos dedos dos pés. Antes da cirurgia durante a marcha o apoio e a passada do pé esquerdo eram realizados pelo calcanhar na posição de pronação.

4.4. Análise da Marcha

A análise do movimento humano é o estudo sistemático do movimento humano através da observação cuidadosa, aumentada pela instrumentação para medir os movimentos do corpo, mecânica corporal e da atividade dos músculos. Um ramo especial da análise de movimento do ser humano é a análise da marcha que é específica para o estudo da caminhada humana, sendo usada para avaliar, planejar e tratar indivíduos com condições que afetam a sua capacidade de andar (Lu & Chang, 2012).

A análise do movimento já vem desde o tempo do grande filósofo Aristóteles que escreveu o primeiro livro sobre o movimento humano (sobre os movimentos de animais), que é a primeira análise científica em termos da observação e descrição da ação muscular e do movimento (Nigg & Walter, 1999).

Já no renascimento, Leonardo da Vinci realizou o primeiro estudo sobre a anatomia humana, interessou-se particularmente pela estrutura do corpo humano, identificou os músculos e nervos no corpo humano e descreveu a mecânica do corpo durante a posição de pé, andando para cima e para baixo, passando para a posição sentada, saltando, e na marcha humana. Ele também sugeriu a ligação dos cabos de um esqueleto nos pontos de origem e inserção dos músculos para demonstrar a ação progressiva e interação de diversos músculos durante o movimento (Nigg & Walter, 1999). Ainda no renascimento, Andreas Vesalius (1514 e 1564) foi

considerado “Pai da Anatomia moderna” quando publicou o primeiro livro de anatomia. Entre (1608 e 1679), Galileu Galilei desenvolveu a teoria da mecânica aplicada para estudar o movimento animal e Borelli que publicou sobre o movimento dos animais é considerado o “Pai da Biomecânica”(Nigg & Walter, 1999).

Eadweard Muybridge (1830 e 1904) iniciou o que foi provavelmente a primeira avaliação da marcha, merecendo portanto ser considerado o "Pai da Análise da Marcha moderna " (Gavrila, 1999).

Verne Thompson Inman (1905 e 1980) estudou a biomecânica da locomoção e provou a suposição de que a marcha padrão mais eficiente é conseguida através da minimização vertical e passeios laterais do centro do corpo de gravidade. Também identificou os chamados determinantes da marcha normal de locomoção, mais especificamente, características de movimento padrão, sugerindo que estas características devam ser usadas para determinar se um padrão de movimento é normal ou patológico (Lu & Chang, 2012).

Após a 2ª guerra mundial havia muitos militares aposentados que tiveram lesões dos membros inferiores e que precisavam de tratamento ortopédico, próteses, ortóteses e subsequente reabilitação para a recuperação das atividades de locomoção. A fim de proporcionar melhores serviços médicos e alcançar os objetivos do tratamento, surgiram diversos investigadores dedicados ao estudo da análise da marcha para aplicações clínicas. Na década de 70, começaram as aplicações clínicas 3D com sistemas de câmaras de vídeo, câmaras de alta velocidade como o infravermelho. A aplicação generalizada na análise da marcha patológica, produziu o movimento detalhado e os resultados da análise dentro de restrições realistas de custo e tempo. Com a colocação de computadores de alta velocidade e sistemas de câmaras de vídeo 3D, a análise do movimento humano tornou-se viável (Lu & Chang, 2012).

O objetivo essencial da análise do movimento humano é compreender a função mecânica do sistema músculo-esquelético durante a execução de uma tarefa motora. Uma vez que as forças de movimento no sistema músculo-esquelético são muito difíceis de medir de forma não invasiva, têm sido utilizados abordagens combinadas com modelagem experimental e matemática. O objetivo da modelagem matemática é permitir que os valores dos parâmetros que são difíceis ou impossíveis de medir sejam calculados a partir dos valores de quantidades que podem ser medidos (Lu & Chang, 2012).

Depois da pesquisa efetuada em vários estudos, ficou claro que o estudo da marcha permite não

só uma melhor compreensão das compensações neuro-músculo-esquelética para patologias subjacentes, mas também ajuda a identificar os mecanismos de marcha anormal.

4.4.1. MARCHA NORMAL

É amplamente aceite que um alto grau de simetria esquerda/direita nos movimentos da marcha é uma característica de uma marcha normal. Um indicador do restabelecimento da marcha normal é quando existe uma recuperação da simetria da marcha. (Terrier *et al.*, 2009)

4.4.2. MARCHA PATOLÓGICA

A marcha normal é uma sequência de desequilíbrios controlados pelo corpo, que resultam em progressão. A marcha deve permitir o deslocamento de um ponto a outro com segurança e sem desperdícios de energia. Na marcha patológica, esses princípios supramencionados perdem-se (Santos, 2009).

O estudo da marcha patológica e/ou assistida permite a avaliação da eficácia de ortóteses, tais como joelheiras funcionais e palmilhas laterais, e a conceção e desenvolvimento de estratégias de prevenção de queda durante a passagem de obstáculos (Lu & Chang, 2012).

4.5. Análise Clínica da Marcha

A análise clínica da marcha permite a medição, o processamento e a interpretação sistemática dos parâmetros biomecânicos, que caracterizam a locomoção humana e auxiliam na identificação de limitações no movimento, na identificação de características anormais de modo a identificar procedimentos adequados de reabilitação e recomendando alternativas de tratamento (Davis, 1997).

Para realizar a análise clínica da marcha é fundamental que exista capacidade de adquirir e de tratar, através de instrumentos a informação cinemática, cinética, energética e movimento mioelectricado (Sutherland, 2005).

Cinemática é o estudo de parâmetros temporais e espaciais da marcha (como a velocidade, ângulos articulares durante o movimento, etc.) (Saad *et al.*, 1996).

Segundo Saad *et al.* (1996) a cinética é o estudo das forças envolvidas com o movimento (quer

as causadas por contração muscular como as causadas por momentos inerciais).

4.6. Avaliação da Marcha

Existem vários estudos sobre diferentes métodos a utilizar na avaliação da marcha humana. Num estudo sobre a utilização do método GAITRite[®] afigura-se como válido e fiável na seleção de parâmetros espaciais e temporais na marcha normal de um adulto, no entanto refere que se torna necessário investigações adicionais para determinar a validade na medição de espaços temporais em adultos e crianças com patologias (Bilney *et al.*, 2003).

A medição da pressão plantar é cada vez mais utilizada na pesquisa clínica, para comparar os padrões de marcha de diferentes grupos clínicos e avaliar os efeitos de intervenção ortopédicos, calçados e procedimentos cirúrgicos (Orlin & McPoil, 2000). Num estudo onde se pretendia avaliar os efeitos da velocidade de caminhada na pressão plantar nas medições obtidas, usou-se um protocolo de iniciação da marcha a dois passos, a escolha deste método deveu-se ao pequeno número de passos dados antes de atingir a placa de força, as diferenças na velocidade de andar teriam apenas um pequeno impacto sobre as gravações de pressão. Este estudo demonstrou que nas variações de velocidade de caminhada lenta para rápida influenciam significativamente o tempo e a magnitude dos valores de pressão plantar usando este protocolo. Os achados indicam que controlar ou corrigir pequenas variações na velocidade da marcha podem não ser críticas para as percentagens de tempo de contato, força máxima e da pressão de pico, mas é necessário para a interpretação adequada da força-tempo e pressão de tempo integrais (Taylor *et al.*, 2004).

Num estudo realizado para avaliar as diferentes velocidades (na marcha cinética em pessoas com mochila) em impulsos da força em relação ao solo e o significado da força vertical durante a marcha de pessoas com menos sobrecarga ocasional, simularam um índice de IMC de 30, aumentaram o peso através do uso de uma mochila de areia, a quem apresentava índice inferior, até completar o IMC de 30, tendo sido realizado em marcha lenta e rápida. O estudo revelou que para a marcha lenta em que o sujeito é submetido a uma carga mecânica total mais elevada e a uma menor força vertical média comparada com a marcha rápida, apresentou-se vantajoso para o sistema músculo-esquelético, tendo em conta as suas propriedades viscoelásticas, mas em contrapartida a marcha lenta apresenta magnitudes maiores para a propulsão dos impulsos ântero-posterior e medial-lateral quando comparado com a marcha

rápida (Castro *et al.*, 2011). Segundo Castro *et al.* (2011), este estudo pode ser útil a fim de alcançar uma preparação adequada e promover a segurança durante o desempenho da atividade física e desportiva, aquando o envolvimento de transporte de cargas.

Forner-Cordero *et al.* (2006b) realizaram um estudo onde pretendiam apresentar um procedimento de otimização para resolver o problema da dinâmica inversa durante a marcha com os dados de movimento e informação restrita a partir do GRF (Força de Reação ao Solo), usando apenas a componente vertical e o seu ponto de aplicação. Este novo método permite os cálculos da dinâmica inversa a partir de informações restritas do GRF. Este procedimento foi testado com sucesso através de palmilhas de pressão que registram a componente vertical e a aplicação do ponto do GRF e têm o potencial para estimar o dinâmica inversa, sem constranger o posicionamento dos pés. Esta é a principal vantagem em relação aos sistemas de medição com base em placas de força e, permite novos protocolos de medição para análise da marcha. As forças de reação horizontal do solo devem ser estimadas pois fazem aumentar o erro, especialmente no início e no final dos contatos do pé. Para melhorar este procedimento sugerem-se desenvolvimentos futuros na medição por palmilhas de pressão resultado em dados mais precisos ou em medições mais completas, por exemplo em relação às forças horizontais. (Forner-Cordero *et al.*, 2006b).

Forner-Cordero *et al.* (2006a) apresentam neste trabalho um procedimento para a descrição e análise da marcha que preserva a variabilidade dentro do ciclo como uma alternativa para a conversão para o passo percentual de tempo, especialmente quando há grande variabilidade dentro passadas. Com este estudo, concluíram que este método reduz o desvio padrão do padrão de referência com respeito à conversão tradicional da percentagem e evita o aumento de erro devido à variabilidade de pico. Também preserva a variabilidade tempo dentro do ciclo e fornece um método robusto para calcular um ciclo de referência para a comparação entre ensaios sem deformar as curvas de tempo. O período de passada instantânea e a distância entre os estados equivalentes são novas medidas para a avaliação da variabilidade da marcha (Forner-Cordero *et al.*, 2006a).

Segundo um estudo realizado por Kavanagh & Menz (2008), a análise da marcha por acelerometria pode ser uma alternativa aos métodos convencionais, por ser de baixo custo, não ser restrito a um ambiente laboratorial, e pode ajudar a compreender melhor o comportamento dos sujeitos ao realizarem as suas atividades normais. Este método tem aumentado a sua

aplicabilidade nos últimos anos, devido à melhoria na precisão da medição e redução do tamanho dos aparelhos, no entanto existem poucos relatos sobre o uso do acelerómetro para a avaliação do movimento e existem também poucos estudos na análise da marcha de duração prolongada no âmbito da vida ambiental real. Na análise clínica existem poucos estudos para avaliar se as intervenções terapêuticas (ortóteses, calçado e fisioterapia) podem ajudar a normalizar os padrões de aceleração ao não caminhar. Este estudo revelou que a utilização de acelerómetros pode fornecer medidas precisas e fiáveis nos parâmetros temporais da marcha, na atenuação ao choque e nas acelerações segmentares do corpo ao caminhar (Kavanagh & Menz, 2008).

Terrier *et al.* (2009) realizaram um estudo onde se pretendia avaliar a melhoria da simetria da marcha e regularidade com o uso de calçado prescrito usando um método simples por acelerometria de tronco num contexto clínico. Tendo como ponto de vista a necessidade em se retirar conclusões rápidas sobre as intervenções a nível da prescrição de calçado a pessoas com patologias, os autores acreditavam que a análise proposta neste estudo pode ser útil na identificação precoce de calçado e na avaliação se o calçado se encontra bem equipado para o paciente, ajudando os profissionais de reabilitação a melhorar a avaliação na adequação da prescrição do calçado. No entanto, sugere-se a necessidade em realizar estudos em grupos maiores e mais abrangentes, de modo a analisar as relações entre o tipo de lesão, dor, função e simetria/regularidade da marcha (Terrier *et al.*, 2009).

Ferrari *et al.* (2008) realizaram um estudo para comparar entre os cinco protocolos de representantes em todo o mundo (PiG “*Plug-in Gait*”, SAFLo “*Servizio di Analisi della Funzione Locomotoria*”, CAST “*Calibration Anatomical System Technique*”, LAMB “*Laboratorio per l’Analisi del Movimento nel Bambino*” e T3Dg “*Total 3D Gait*”, através da análise cinemática e cinética do tronco, pelve, e membros inferiores, durante os mesmos ciclos de marcha através da fusão de marcação com um arranjo único satisfazendo os cinco protocolos, este estudo revelou boa repetibilidade intra-protocolo e foram observados boas correlações para a maioria das variáveis da marcha. Noutro artigo sobre o protocolo *OutWalk* revelou-se, através dos resultados obtidos, que este protocolo suporta o início de um ensaio clínico para crianças com paralisia cerebral (Cutti *et al.*, 2010).

O objetivo do estudo do protocolo “*First in-vivo assessment of OutWalk*” fundamentou-se na sua validação. Esse protocolo foi usado em combinação com outros sistemas de medição da inércia

magnética, tendo como primeiro objetivo avaliar as consequências cinemáticas nas diferenças entre os protocolos '*OutWalk vs CAST*' tendo estes apresentado resultados semelhantes. O segundo objetivo apresentou-se com a finalidade de avaliar a precisão do *hardware* '*Xsens vs Vicon*' e o último objetivo pretendem avaliar o somatório dos protocolos, as diferenças de *hardware* e a precisão '*OutWalk + Xsens vs CAST + Vicon*'. Nestes dois últimos verificou-se a necessidade de melhorar a análise dos resultados através do desenvolvimento de um novo programa estatístico (Ferrari *et al.*, 2010).

Num estudo posterior, foram avaliados em diferentes protocolos de análise em sistema 3D a similaridade dos resultados, através do desenvolvimento de uma nova formulação estatística chamada de coeficiente de correlação múltipla, em que se mede a similaridade geral das formas de onda tendo em conta os efeitos simultâneos das diferenças do processo de reprodução tipográfica, de correlação e de ganho. Este apresentou eficácia em relação à pelve-tronco e cinemática do tornozelo (Ferrari *et al.*, 2010).

Stief *et al.* (2011), na sua pesquisa verificaram que os fatores dinâmicos na patogénese da osteoartrose do joelho tem sido bem documentados, no entanto, verificaram existir falta de pesquisa em dados de marcha no plano transversal. O seu estudo apresentou-se com o objetivo de investigar a articulação do joelho e quadril a nível de ângulos e momentos em crianças e adolescentes com patologia do joelho com alinhamento em varos sem sinais de osteoartrose do joelho. O estudo conclui que o mau alinhamento em varo não é um problema isolado no plano frontal em contraste com pacientes adultos com osteoartrose conhecida e estabelecida. Os pacientes jovens avaliados neste estudo não mostraram mecanismos típicos compensatórios, tais como, o aumento do ângulo de progressão do pé ou redução na velocidade da marcha. Isto sugere que, as crianças e adolescentes com mau alinhamento em varo do joelho, provavelmente não tenham necessidades de modificar os seus parâmetros de espaço temporais de marcha, a fim de diminuir o carregamento da articulação do joelho (Stief *et al.*, 2011).

A estimulação elétrica funcional (FES) é um meio de produzir uma contração no músculo paralisado ou fraco para habilitar a função através da excitação elétrica na inervação do nervo. É frequentemente prescrito para corrigir o equino e a inversão excessiva do pé no balanço e no contato inicial (Barrett *et al.*, 2009). Pratt *et al.* (2012) através deste artigo apresentam o desenvolvimento de um modelo de sapato simples para permitir a quantificação da cinemática de sapatos 3D em situações clínicas, quando o calçado se torna necessário (como por exemplo

em sistemas FES). O estudo comprovou que o modelo de sapato permite a medição do movimento do pé/sapato em 3D num ambiente clínico, onde não é viável a aplicação precisa de um elevado número de marcadores. Este tipo de sapato tem potencial para contribuir e realçar a base de evidências nas intervenções, tais como a estimulação elétrica funcional (Pratt *et al.*, 2012).

Lu & Chang (2012) realizaram um estudo onde foram usados exemplos de análise de movimento em vários grupos de pacientes, com próteses, com ortóteses, utilizando desportos e exercícios para demonstrar o uso da biomecânica e Esterofotogrametria baseando-se em estudos de análise do movimento humano para resolver problemas clínicos. Tendo chegado à conclusão que pode ser realizado o estudo da interação das forças bem como, os seus efeitos sobre o corpo, forma, função e movimento do nosso corpo biológico, sendo que os resultados desse conhecimento podem ser aplicados na promoção da qualidade de vida. A utilização da Esterofotogrametria baseados nas técnicas de análise do movimento humano combinado com a técnica de medição GRF (Ground Reaction Force) e atividades musculares, podem identificar desvios normais cinemáticos, cinéticos ou padrões EMG (eletromiograma) e seguidamente avaliar as condições neuromusculoesqueléticas, que podem ajudar em tratamentos posteriores, e no planeamento e avaliação da eficácia dos tratamentos em vários grupos de pacientes. O estabelecimento da biomecânica do movimento humano e as suas aplicações clínicas irão beneficiar a integração de técnicas de engenharia existentes e no desenvolvimento contínuo de novas tecnologias (Lu & Chang, 2012).

4.6.1. SISTEMA *VICON*

Devido à natureza fastidiosa de processamento e de análise dos filmes cinematográficos, houve necessidade de uma abordagem mais científica para automatizar o processo que levou ao desenvolvimento do sistema de captura de movimentos Vicon 3D pelo Professor John P. Paulo e seus alunos de doutorando, Mick Jarrett e Brian Andrews. Este sistema foi feito para capturar dados de movimento humano em dígitos numéricos em vez de dados analógicos, e é agora amplamente utilizado no estudo do movimento humano (Lu & Chang, 2012).

O *Vicon MX* é um sistema passivo onde se mede a luz refletida, normalmente luz ambiente ou infravermelhos por pontos-chave do movimento humano (Exemplos: marcas coloridas, marcas refletoras, superfícies do corpo humano). Este sistema consiste na iluminação das marcas com

luz infravermelha, vermelha visível (*visible red*) e quase infravermelha (*near infrared*). Seguidamente, as câmaras usadas (constituídas por sensores CMOS) captam a luz refletida por estas. Este método é apontado como sendo indicado para a análise clínica da marcha (Sousa & Tavares, 2006).

4.6.2. PRESSÃO PLANTAR

A avaliação das pressões plantares podem ser incluídas como parte de uma análise laboratorial completa de marcha, ou podem ser feitas de forma independente em qualquer laboratório ou num ambiente clínico para ajudar as opções de tratamento diretos e para a educação do paciente (Orlin & McPoil, 2000).

A utilização de plataformas de força é o método mais utilizado para avaliar a interação do pé e da superfície de apoio. Embora, a plataforma de força forneça informação valiosa sobre ambos os componentes verticais e de cisalhamento da força de reação do solo, proporciona pouca informação sobre a forma como a superfície planar do pé é carregada com respeito à superfície de suporte (Orlin & McPoil, 2000).

4.7. Origem do Calçado

Segundo alguns registos arqueológicos existem muitas evidências de que o calçado estava presente durante o paleolítico superior, mais especificamente em algumas partes da Europa. Uma avaliação da robustez relativa às falanges do pedal proximal indica que há um aumento significativo na utilização de proteção e calçado mecanicamente eficaz entre o Médio Paleolítico e no meio do Paleolítico Superior. Os dados recolhidos sugerem que a utilização de calçado de proteção se deveu a mudanças culturais antes do paleolítico superior, ou seja, a sua utilização foi independentemente do clima e do grupo morfológico (Trinkaus, 2005).

4.7.1. TIPOS DE CALÇADO

Diferentes desportos são realizados usando calçado especializado em diferentes superfícies e utilizando diversos movimentos e assim exigir uma conceção alternativa em relação à geometria e materiais utilizados (Crabtree *et al.*, 2009).

Servindo como um interface entre o pé e o solo, espera-se que o calçado proteja o pé dos

estímulos de pressão indesejáveis e facilitar no desempenho das suas funções diárias (Franciosa *et al.*, 2012).

A Indústria de calçado apresenta no mercado uma grande variedade de modelos, acompanhando a moda/estilo atual. Segundo Manfio & Avila (2003), citado por Mara *et al.* (2006), o calçado deve combinar vários atributos como: o desenho funcional, a utilidade, a eficiência e a facilidade, além dos aspetos relacionados com o conforto e a segurança, entendidos como relevantes na prevenção de lesões.

4.7.2. PALMILHAS

As palmilhas, para calçados e ortóteses, são tipicamente consideradas intervenções mecânicas (Nurse *et al.*, 2005).

O uso de palmilhas personalizadas para aplicações na prática desportiva fornecem ao atleta uma melhoria na marcha, aumentando assim a eficiência ao completar as atividades necessárias do desporto. Os requisitos de uma palmilha funcional devem dizer respeito não só à geometria e à condição do pé, mas também à aplicação em que vai ser usado (Crabtree *et al.*, 2009).

A palmilha é um componente destinado a proporcionar conforto ao utilizador e é também responsável pela postura correta do pé dentro do calçado.

4.7.3. INTERVEÇÕES CORRETIVAS EM CALÇADO

Nurse *et al.* (2005) pretendeu determinar os efeitos do calçado texturizado sobre o músculo na extremidade da atividade inferior, cinemática dos membros, e cinética conjuntas durante o andamento. Alterar a textura sem alterar a forma pode ter efeitos específicos sobre diferentes grupos de neurónios motores. Há uma forte indicação de que as alterações nos padrões da marcha se devem à mudança no feedback sensorial a partir da superfície plantar do pé. Os resultados deste estudo sugerem que o calçado texturizado pode ser utilizado como uma intervenção sensorial para alterar os padrões de marcha em indivíduos que necessitam de intervenção em calçado. Os benefícios e as consequências dessas mudanças ainda não são conhecidos (Nurse *et al.*, 2005).

O calçado pode mudar substancialmente devido a condições individuais. Estas mudanças têm ocorrido em alterações nas solas ou mudanças de densidade nas entressolas (Sole *et al.*, 2010).

Segundo a revisão de Sole *et al.* (2010), a prescrição adequada do calçado tem incidido sobre fatores relativos ao amortecimento do calçado e ao controlo da pronação. Num estudo realizado por estes autores, que pretendia avaliar o efeito das perturbações posicionais do retro pé para aumentar o desempenho do calcanhar na posição descalço, utilizaram uma cunha com 1 mm de espessura no calcanhar para simular a posição correta do salto a usar. O estudo demonstrou diminuição do desempenho dos pés descalços com um salto de 1 mm na posição medial durante a tarefa de levantar comparativamente com o estudo nos pés descalços e com a cunha na posição lateral (Sole *et al.*, 2010).

Após revisão bibliográfica, Shanthikumar *et al.* (2010) verificaram a existência de poucas evidências publicadas comparando a marcha de caminhada e de corrida nos mesmos indivíduos. Ou seja, não existe evidência sobre o efeito da velocidade da marcha em pronação/supinação do calcâneo embora isso possa ter implicações na prescrição de ortóteses. Dessa forma, realizou um estudo onde pretendia determinar a existência de diferenças em pronação do retro pé entre a caminhada e a corrida e se o programa de desenho de ortóteses (D3DTM) altera a prescrição das ortóteses em função da avaliação. Os resultados sugerem necessidade de avaliação podológica ou biomecânica baseada na marcha de corrida em atletas. Se a prescrição do calçado continuar a ser realizada apenas após avaliação estática ou dinâmica da marcha, os resultados sugerem que o paciente pode receber a prescrição menor que o ideal ou pior ao longo da prescrição (Shanthikumar *et al.*, 2010).

Num estudo, onde se pretendia analisar o impacto das diferentes configurações dos sapatos na função de proteção do músculo peroneal ao longo da resposta à inversão inesperada do pé, foi colocada a seguinte hipótese para o movimento experimental: a bota de cordões daria melhor suporte extrínseco ao complexo do tornozelo subtalar, reduzindo assim a necessidade de uma forte resposta protetora do peroneal longo em comparação com outros dois sapatos testados (Ramanathan *et al.*, 2011).

O estudo revelou que a condição “calçado” tende a aumentar o desequilíbrio nas articulações do complexo do pé do tornozelo subtalar, ficando sujeito a uma inesperada inversão, obrigando o perónio a proporcionar maior resposta de proteção. As botas de cordões provavelmente causam menor desequilíbrio, fornecendo algum apoio extrínseco ao tornozelo revelado por resposta de proteção reduzida peroneal. Considerando o fator de estabilidade, embora a condição de descalço seja melhor que a condição calçado, não é desejável sugerir a eliminação de calçado

devido a várias razões. É apropriado considerar os fatores extrínsecos abordados na concepção do calçado como estrutura do sapato que se mostrou fundamental na prevenção de lesões nos pés (Ramanathan *et al.*, 2011).

4.7.4. INTERVENÇÕES CORRETIVAS EM PALMILHAS

Crabtree *et al.* (2009) realizaram um estudo com o objetivo de produzir palmilhas desportivas adequadas aos atletas tendo em conta as suas próprias exigências biomecânicas, exigências físicas do desporto e fornecendo uma metodologia para a sua concepção. Implementaram novos métodos de fabrico de palmilhas, que neste estudo são descritos dois exemplos dos métodos envolvidos na produção. A produção mecanizada de moldes de polímeros espumados a criogénico para atingir a atenuação de impacto apropriada e, a autoclave de um compósito de fibra de carbono para produzir um *design* fino e rígido. Os resultados obtidos provaram que esta metodologia oferece os seguintes benefícios: fabricação de palmilhas personalizadas para todos os ambientes melhorando a marcha e diminuindo o risco de lesão; a correta prescrição das palmilhas 3S (Symptom- Specific Sport) fornece ao atleta uma marcha mais económica e evita fadigas; fornece uma metodologia adequada para a prescrição apropriada e os respetivos materiais; e apresenta, também, um processo de avaliação da pressão plantar e tridimensional na digitalização dos pés que permite a prescrição da palmilha adequada (Crabtree *et al.*, 2009).

Shih *et al.* (2011) pretendiam analisar os efeitos da intervenção de ortóteses, para isso realizaram um teste de 60 minutos em marcha corrida e com sapatos específicos de corrida indicados para pronação com uso excessivo do joelho ou dor no pé durante a corrida. A palmilha retro pé com cunha medial era uma intervenção útil para prevenir ou reduzir os sintomas dolorosos do joelho e do pé durante a corrida em atletas do pé com pronação.

As palmilhas podem ser adquiridas em lojas ortopédicas, com especificações para cada sintoma, como os diabetes, pé rasos, correção de comprimento de algum membro inferior, entre outros. O termo ortótese, etimologicamente provém do Grego "orthos" que significa direito e representa um aparelho que auxilia ou facilita uma função, no caso das palmilhas a função é corrigir posturas.

4.8. Conforto do Calçado

O conforto é imprescindível para todos os tipos de calçado, independentemente do modelo, tipo de produto ou preço, sendo um fator indispensável no momento da seleção do calçado bem como durante a sua utilização. O conforto encontra-se relacionado com os níveis de percepção e o grau de conforto é apontado pela maior ou menor satisfação que um calçado confere ao usuário (Cezar *et al.*, 2003). O conforto associado à utilização de calçado é, contudo, um fator dependente de múltiplos parâmetros, tais como a pressão exercida na planta do pé, o amortecimento do impacto vertical, a forma de pé e perna e a sensibilidade do pé (Herd *et al.*, 2004).

A seguir ao estilo, o conforto apresenta-se como elemento-chave na compra de calçados (Franciosa *et al.*, 2012). A deformação do pé causada por desajustes do calçado tem sido considerada um dos fatores mais importantes na influência da percepção do conforto (Jordan & Bartlett, 1995).

O calçado, para além de oferecer níveis de conforto satisfatórios deve cumprir características essenciais, tais como: a resistência ao desgaste, à fadiga, à solidez de tintos e cor e deve ser apelativo (BIONICFOOT, 2011).

4.8.1. ANÁLISE DO CONFORTO

O estudo realizado por Mündermann *et al.* (2002) pretendia determinar se os indivíduos seriam capazes de distinguir diferenças de conforto existentes no calçado. Para tal, usaram uma escala visual analógica (VAS), que serve para determinar o grau de fiabilidade do conforto do calçado e, um protocolo que inclui uma condição de controlo durante a corrida.

Os resultados mostraram que a VAS é fiável para avaliar o conforto do calçado durante a análise, no entanto, torna-se fundamental ter em atenção as seguintes recomendações: deve ser utilizado antes de cada teste uma condição de controlo, deve ser determinada a repetibilidade específica e para avaliações de conforto a longo prazo torna-se necessário realizar quatro a seis sessões. Investigações futuras devem ser conduzidas para determinar a melhor combinação de número de condições por sessão, a seleção adequada da condição de controlo requer mais investigação. O retorno do paciente é comumente obtido com base em comentários subjetivos, e a avaliação do conforto com um método padrão pode melhorar os resultados das avaliações durante este período (Mündermann *et al.*, 2002).

A medição da distribuição da pressão plantar mostrou ser uma ferramenta eficaz no diagnóstico na identificação de problemas clínicos, bem como diferenciar entre os materiais das palmilhas e de calçado. Desta forma, a medição da pressão no calçado pode dar indícios valiosos sobre as causas do desconforto relatado pelos utilizadores (Jordan & Bartlett, 1995).

Franciosa *et al.* (2012) realizaram um estudo centrado na análise paramétrica da sola do sapato para identificar os fatores que influenciam o conforto. O objetivo final da análise foi definir o desenho melhor e exclusivo para maximizar o conforto percebido. Os resultados desta investigação mostraram que a espessura da sola e do seu material podem influenciar o conforto percebido. Sendo que, os materiais mais macios e solas grossas contribuem para aumentar a grau de conforto.

PARTE II – TRABALHO DESENVOLVIDO

5. METODOLOGIA

5.1. Análise por Raio X

Na medicina, a radiologia é o ramo que cuida da aplicação, no ser vivo, de certas radiações do espectro eletromagnético, para fins de diagnóstico ou de tratamento de doenças. Originalmente, a radiologia médica utilizava apenas os Raios X para fins de diagnóstico. Contudo, no campo terapêutico aplicava-se, além dos Raios X, os raios gama e outras formas de radiação ionizantes. Porém, nas últimas décadas do século XX, a radiologia adquiriu novos instrumentos e passou a abranger o diagnóstico mediante a utilização não apenas de isótopos radioativos, mas também de radiação não-ionizante, como ondas de ultrassom e ressonância magnética nuclear. Houve igualmente uma expansão do campo da radioterapia no tratamento de doenças como o cancro, em que também se usam agentes como hormonas e drogas quimioterápicas (Radiologia & Radiologia, n.d.).

Por intermédio das técnicas da radiologia, o médico pode observar e analisar a estrutura interna do corpo humano sem necessidade de uma incisão cirúrgica. Os exames radiológicos permitem constatar a existência de fraturas ósseas, obstruções de vasos e dutos (com o auxílio de métodos de injeção de substâncias radiopacas, ou seja, que absorvem Raios X), alterações de forma e posição de órgãos etc. A utilização dos Raios X com finalidade terapêutica baseia-se na sua ação destruidora e modificadora sobre os tecidos, especialmente nos casos de cancro, pois essa radiação destrói mais facilmente as células malignas que os tecidos saudáveis (Radiologia & Radiologia, n.d.).

Os Raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda muito inferior ao da luz visível, e não penetram nos materiais densos tão facilmente como fazem com materiais menos densos e podem ser revelados em películas fotográficas. Consequentemente, um feixe de raios X pode atravessar o corpo e projetar-se numa película fotográfica. Os tecidos densos do corpo humano absorvem os Raios X e, nestas regiões, a película é sub-exposta, ficando com cor branca na película. Como os Raios X passam facilmente através de tecidos menos densos, e nesta região a película fica sobre-exposta, fica com cor negra na película. Numa radiografia do esqueleto, os tecidos menos densos são escuros, de tal modo que por vezes se torna impossível

observar pormenores e os ossos como são densos apresentam-se brancos e claramente visíveis podendo ser utilizados para avaliar fraturas e outras anomalias (Seeley et al., 2003)

A radiografia é o registro da imagem radiológica na película fotográfica. As radiografias podem ser simples ou com contraste radiológico. As mais utilizadas na prática radiológica são as simples, que são obtidas de qualquer parte do organismo sem o uso de meios artificiais de contraste (Radiologia & Radiologia, n.d.).

5.2. Medições Antropométricas

As dimensões antropométricas estáticas ou estruturais são comprimentos de segmentos lineares, espessuras e larguras do corpo humano, medidos em posições normalizadas. Existem diversos dispositivos para a obtenção das dimensões antropométricas estáticas. O dispositivo mais comum é o vulgar antropómetro (Figura 2 - composto por diversos tipos de craveiras), existindo vários modelos portáteis muito convenientes para medições dentro e fora do laboratório. Outro dispositivo muito usado é o antropómetro fixo (Figura 3 - constituído por dois painéis com uma quadrícula graduada e banco de altura variável), é bastante conveniente pela simplicidade e economia, embora as suas dimensões tornem impraticável a utilização fora do laboratório (Barroso & Costa, 2010).

5.2.1. MATERIAL

Nesta tese foram utilizados os seguintes equipamentos de antropometria:

O Antropómetro fixo, usado para recolher a maior parte das dimensões antropométricas

O Antropómetro portátil "HARPENDEN" ANTHROPOMETER

HOLTAIN LIMITED

Crosswell; Crymych; Dyfed

O Protocolo das Dimensões Antropométricas e Percentis (Uminho)



Figura 2 – Antropómetro fixo

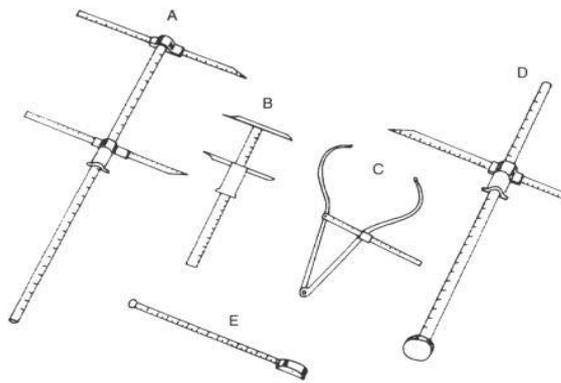


Figura 3 – Antropómetro portátil

5.2.2. PROCEDIMENTO

As medições antropométricas (com a exceção da largura dos ombros biacromial e bideltóide) foram recolhidas ao jovem através de um antropómetro estático fixo (Figura 19) na posição de pé e sentado numa cadeira com 450 mm de altura e ajustável a uma superfície horizontal, as costas na posição ereta, as pernas de modo a fazerem um ângulo de 90° e os pés bem apoiados ao solo. Durante o processo de medição, o jovem estava sem sapatos, vestindo uns calções e uma camisola de manga curta.

Todas as medidas foram recolhidas através do antropómetro fixo, com exceção à largura de ombros biacromial e bideltóide, que foi medida com um antropómetro estático portátil (Figura 4). As dimensões consideradas para este estudo foram todas as dimensões existentes na tabela

UMINHO (Tabela 1), sendo estas: a altura de pé, a altura dos olhos em relação ao solo, a altura do ombro em relação ao solo, altura do cotovelo em relação ao solo, altura do punho em relação ao solo, altura sentado em relação ao assento, distância olhos assento, distância ombro assento, distância cotovelo assento, espessura da coxa, comprimento máximo da coxa, distância coxa-poplíteo, altura do joelho em relação ao solo, altura do poplíteo em relação ao solo, largura dos ombros (bideltóide), largura dos ombros (biacromial), largura das ancas, espessura do peito (busto), espessura abdominal, distância cotovelo-punho, alcance funcional vertical (de pé), alcance funcional vertical (sentado), alcance funcional anterior, altura lombar em relação ao assento e peso.

Todas as medições foram feitas pelo mesmo medidor e registrado em mm por uma segunda pessoa. As medições foram realizadas no Laboratório de Ergonomia da Escola de Engenharia da Universidade do Minho.

O método utilizado para a recolha e tratamento de dados foi de acordo com um protocolo elaborado pelo Laboratório de Ergonomia da Escola de Engenharia da Universidade do Minho, os dados antropométricos apresentados no protocolo constituem o primeiro banco de dados antropométricos da população trabalhadora adulta portuguesa com relevância para aplicações ergonomia de *design* (Barroso *et al.*, 2005).

As dimensões foram recolhidas com auxílio do Antropómetro fixo (Figura 5) seguindo a ordem da tabela UMINHO referente aos dados antropométricos da população portuguesa adulta (Tabela 1), tendo em conta todas as posições e alcances, tomando como referência as diretrizes das principais dimensões antropométricas estáticas (Figura 6). No final foi realizado um acerto, retirando a altura do banco (450 mm) nas medições que este se encontrava associado. Como o jovem apresentava dissimetrias entre o lado esquerdo e o lado direito, todas as medições realizadas consideraram essas dissimetrias e foram devidamente registadas.



Figura 4 – Antropómetro portátil

Tabela 1 – TABELA UMINHO - Dados antropométricos da população portuguesa

Dimensão antropométrica	População masculina				População feminina			
	5	50	95	dp	5	50	95	dp
1. Altura de pé	1565	1690	1815	76	1456	1565	1674	66
2. Altura dos olhos (rel. ao solo)	1463	1585	1707	74	1355	1465	1575	67
3. Altura do ombro (rel. ao solo)	1277	1395	1513	72	1181	1290	1399	66
4. Altura do cotovelo (rel. ao solo)	966	1050	1134	51	889	965	1041	46
5. Altura do punho (rel. ao solo)	664	735	806	43	619	685	751	40
6. Altura sentado (rel. ao assento)	818	920	1022	62	799	865	931	40
7. Distância olhos-assento	716	810	904	57	696	760	824	39
8. Distância ombro-assento	576	630	684	33	496	590	684	57
9. Distância cotovelo-assento	206	255	304	30	191	250	309	36
10. Espessura da coxa	134	180	226	28	124	165	206	25
11. Comprimento máximo da coxa	518	590	662	44	517	570	623	32
12. Distância coxa-popliteo	419	485	551	40	421	470	519	30
13. Altura do Joelho (rel. ao solo)	459	525	591	40	434	480	526	28
14. Altura do popliteo (rel. ao solo)	347	400	453	32	327	365	403	23
15. Largura dos ombros (bideltóide)	426	475	524	30	379	445	511	40
16. Largura dos ombros (biacromial)	299	335	371	22	251	300	349	30
17. Largura das ancas	341	380	419	24	342	400	458	35
18. Espessura do peito (busto)	221	265	309	27	226	275	324	30
19. Espessura abdominal	204	260	316	34	201	260	319	36
20. Distância cotovelo-punho	320	350	380	18	292	320	348	17
21. Alcance funcional vertical (de pé)	1875	2030	2185	94	1719	1860	2001	86
22. Alcance funcional vertical (sentado)	1117	1250	1383	81	1071	1165	1259	57
23. Alcance funcional anterior	628	730	832	62	621	675	729	33
24. Altura lombar (rel. ao assento)	166	215	264	30	174	220	266	28
25. Peso (Kg)	57	75	93	11	49	65	81	10



Figura 5 – Antropómetro Fixo

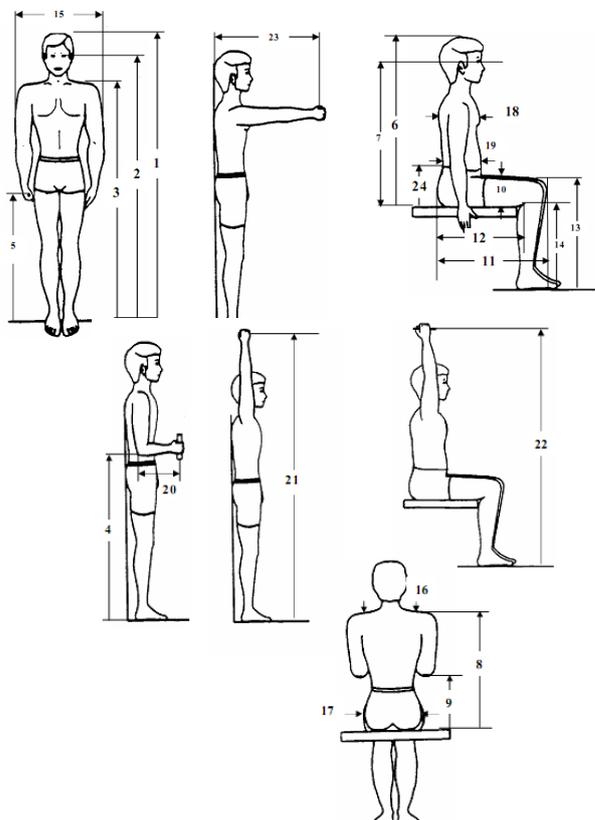


Figura 6 – Principais dimensões antropométricas estáticas

Posteriormente calcularam-se os percentis correspondentes às medidas registadas para o jovem medido. Este cálculo foi efetuado para cada dimensão, nos casos em que se verificava dissimetrias foram igualmente calculados os percentis referente ao lado direito e esquerdo respetivamente.

Para o cálculo dos percentis, utilizou-se a equação 1, uma vez que o que se pretendia determinar era o Z, então a equação ficou como a apresentada na equação 2. Após determinação de todos os Z_s e com auxílio da tabela estatística (tabela 2) foi determinado o percentil para cada dimensão pretendida.

Equação 1

$$P_{(p)} = m + s \times z_{(p)}$$

Equação 2

$$z_{(p)} = \frac{P_{(p)} - m}{s}$$

Sendo

$P_{(p)}$ – Percentil de ordem p

m – Média

s – Desvio padrão

$z_{(p)}$ – Constante para o percentil considerado

O fator peso, avaliou-se através do cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC) (equação 3), tendo este revelado um IMC de 26,8.

Equação 3 – Cálculo do Índice de Massa Corporal

$$IMC = \frac{Peso}{(Altura)^2} = \frac{90,4}{(1,835)^2} = 26,84$$

Tabela 2 – Tabela estatística N (0,1)

p	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.10
z	-2.33	-2.05	-1.88	-1.75	-1.64	-1.55	-1.48	-1.41	-1.34	-1.28
p	0.11	0.12	0.13	0.14	0.15	0.16	0.17	0.18	0.19	0.20
z	-1.23	-1.18	-1.13	-1.08	-1.04	-0.99	-0.95	-0.92	-0.88	-0.84
p	0.21	0.22	0.23	0.24	0.25	0.26	0.27	0.28	0.29	0.30
z	-0.81	-0.77	-0.74	-0.71	-0.67	-0.64	-0.61	-0.58	-0.55	-0.52
p	0.31	0.32	0.33	0.34	0.35	0.36	0.37	0.38	0.39	0.40
z	-0.50	-0.47	-0.44	-0.41	-0.39	-0.36	-0.33	-0.31	-0.28	-0.25
p	0.41	0.42	0.43	0.44	0.45	0.46	0.47	0.48	0.49	0.50
z	-0.23	-0.20	-0.18	-0.15	-0.13	-0.10	-0.08	-0.05	-0.03	0.00
p	0.51	0.52	0.53	0.54	0.55	0.56	0.57	0.58	0.59	0.60
z	0.03	0.05	0.08	0.10	0.13	0.15	0.18	0.20	0.23	0.25
p	0.61	0.62	0.63	0.64	0.65	0.66	0.67	0.68	0.69	0.70
z	0.28	0.31	0.33	0.36	0.39	0.41	0.44	0.47	0.50	0.52
p	0.71	0.72	0.73	0.74	0.75	0.76	0.77	0.78	0.79	0.80
z	0.55	0.58	0.61	0.64	0.67	0.71	0.74	0.77	0.81	0.84
p	0.81	0.82	0.83	0.84	0.85	0.86	0.87	0.88	0.89	0.90
z	0.88	0.92	0.95	0.99	1.04	1.08	1.13	1.18	1.23	1.28
p	0.91	0.92	0.93	0.94	0.95	0.96	0.97	0.98	0.99	0.995
z	1.34	1.41	1.48	1.55	1.64	1.75	1.88	2.05	2.33	2.58

5.3. Avaliação do Conforto

Vários estudos têm mostrado que os pés são uma das partes mais sensíveis do corpo humano no que se refere ao conforto do corpo (Neves *et al.*, 2006). Segundo Franciosa *et al.*, (2012) a avaliação de conforto é um elemento crucial no *design* do produto e as opiniões dos utilizadores podem fornecer informações valiosas sobre o conforto do calçado.

O termo conforto é frequentemente encarado no contexto da comercialização de produtos como cadeiras, carros, roupas, ferramentas manuais, etc., o termo desconforto surge muitas vezes, devido a ser utilizado em várias pesquisas. Alguns estudos referem-se à temperatura como a fonte de desconforto ou conforto do paciente, desconforto como um fenómeno subjetivo a ser relacionado com lesões músculo-esqueléticas. Segundo estes autores, o conforto é visto como um estado agradável, sensação de relaxamento e o desconforto é visto como um estado desagradável do corpo humano em reação ao seu ambiente físico "(Vink & Hallbeck, 2012).

O calçado deve ser adaptado ao utilizador e proporcionar conforto. O conforto garante bem-estar, permite uma maior produtividade e previne doenças crónicas do pé e do corpo. Os principais elementos de conforto associados ao calçado são: calce ajustado, temperatura e humidade adequadas (conforto térmico), suporte do arco plantar e pé, boa flexibilidade, amortecimento, distribuição das pressões na planta do pé, absorção de impactos no calcanhar (BIONICFOOT, 2011).

Neves *et al.*, (2006) realizaram um estudo para avaliar de forma subjetiva o conforto/desconforto térmico na utilização de calçado, para tal, foi desenvolvido uma metodologia, que consistiu em estruturar um método de ensaio que permitisse obter os resultados sobre a avaliação subjetiva de uma amostra de utilizadores, que em simultâneo permitisse obter dados específicos sobre a melhor combinação a utilizar nos forros do calçado. Nesse estudo pretenderam também quantificar alguns parâmetros de natureza objetiva, nomeadamente, a humidade das meias e a temperatura da pele em duas zonas distintas do pé (zona metatársica e zona da planta do pé).

Neste estudo pretendia-se similarmente avaliar de forma subjetiva o conforto do calçado antes da intervenção e após intervenção do calçado, incluindo os dois parâmetros da avaliação objetiva, designadamente, a humidade e a temperatura dos pés, para tal foi usada a metodologia desenvolvida por Neves *et al.* (2006). Como se trata de um estudo de caso, pretende-se essencialmente avaliar o desempenho funcional do calçado tendo em conta o aspeto ergonómico e a adaptação ao jovem em estudo.

O questionário também se orientou com questões tratadas no estudo de Yim *et al.*, (2007), no entanto, os aspetos pessoais ficaram excluídos pois o calçado em estudo foi escolhido pelo jovem tendo em conta os seus gostos pessoais, a marca, a cor, a moda, o *design*, o estilo e a combinação de cores ficaram excluídos, contudo devido à existência de alterações na aparência em relação às botas originais entendeu-se ser pertinente colocar uma questão sobre a aparência das novas botas comparativamente com as originais.

5.3.1. MATERIAL

Para a realização da avaliação do conforto foi necessário recorrer a alguns equipamentos de medição e materiais fundamentais, tais como:

A Balança, para realizar a pesagem das meias.

Marca: Kern & Sohn GmbH

Referência: EG300-3M

Precisão: Max 300g; Min 0,02g; e= 0,01g; d=0,001g; 10°C/30°C

O medidor de temperaturas de superfícies para recolher as temperaturas do pé.

Marca: Brüel & Kjaer

Referência: Indoor climate analyzer - Type 121S

Cabo medidor de superfícies: MM 0035

2 Pares de meias

O questionário de avaliação do conforto

5.4.2. PROCEDIMENTO

Deu-se a conhecer todo o procedimento ao jovem e preencheu-se o cabeçalho do questionário. Ligou-se a balança e retirou-se a tara de modo a começar a pesagem com a balança a zero, ligou-se o medidor de temperatura, fez-se o encaixe do cabo correspondente ao medidor de temperatura externa (Figura 7).

O jovem removeu uma meia de cada vez e realizou-se a medição da temperatura na planta do pé (Figura 8) e entre os metatarsos (Figura 9) em cada pé, sendo os dados recolhidos registados no questionário. Pesaram-se as meias separadamente (Figura 10) e identificou-se cada uma com um colante, o jovem calçou as meias e calçou seguidamente as botas sem alteração. Foram percorridos 3 km e durante o itinerário existiam algumas subidas acentuadas, parte do piso em paralelo, pois o teste foi realizado dentro da localidade de Donim, por caminhos secundários. A caminhada demorou 40min aproximadamente.

Para realizar a medição da temperatura retirou-se primeiro a meia do pé direito e realizou-se de novo as medições na planta do pé e entre os metatarsos, seguindo-se a pesagem da meia. Os dados foram registados no questionário e, seguidamente, procedeu-se da mesma forma para o pé esquerdo.

No dia seguinte, realizou-se o segundo ensaio com as botas alteradas, o procedimento foi conforme o primeiro ensaio, realizou-se o mesmo percurso, tendo este também demorado aproximadamente 40min.

No final de cada ensaio foi pedido ao jovem que respondesse ao questionário de avaliação subjetiva. O questionário apresenta 9 questões onde se pede para avaliar cada uma delas de acordo com o que lhe parece mais adequado, a avaliação compreende-se entre 1 e 7 em que ao 1 corresponde "Concordo plenamente", ao 4 "Neutro" e ao 7 "Discordo plenamente". No final, o questionário apresenta um diagrama do pé, no qual se pede que identifique a zona de cada pé onde sente mais aquecimento e maior acumulação de humidade (Figura 11).



Figura 7 – Balança de precisão



Figura 8 – Medidor de temperaturas de superfícies



Figura 9 – Medição na planta do pé



Figura 10 – Medição entre os metatarsos

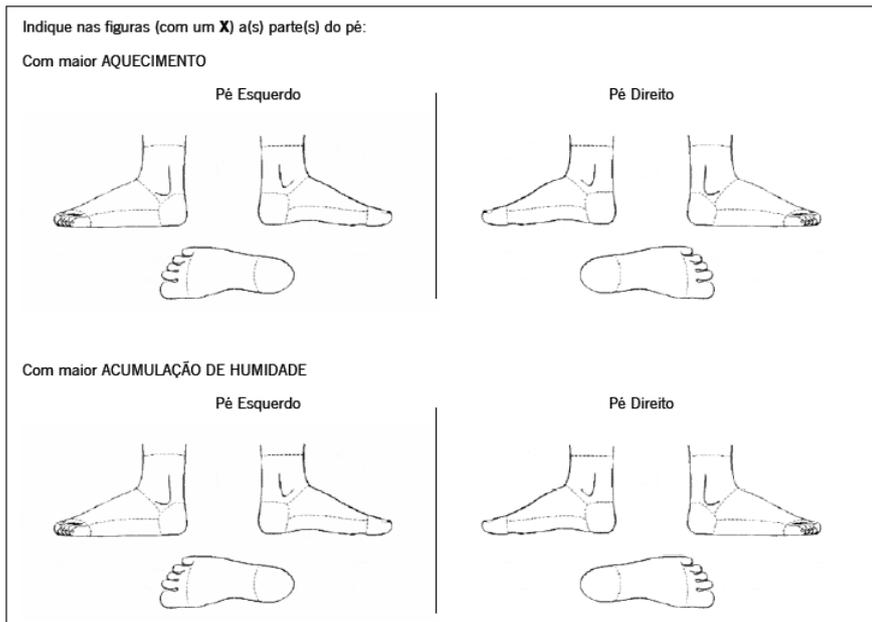


Figura 11 – Desconforto térmico (Neves et al., 2006)

5.4. Análise da Marcha pelo Sistema *VICON*

A empresa *Vicon Peak* é uma empresa que proporciona soluções (*software/hardware*) com base em tecnologia *passiva vídeo* e *passiva IR (Immersive Reality)* para análise de movimento. Os seus produtos são orientados para análise clínica de diversos movimentos (humano ou não) como análise desportiva, indústria cinematográfica, realidade virtual, ambientes inteligentes, indústria, etc. Os seus produtos dividem-se em dois grupos: o *Vicon MX* e o *Peak Motus*. O primeiro é um sistema passivo IR e o segundo um sistema passivo vídeo. Ambos podem ser aplicados à análise clínica da marcha. O *software Peak Motus* é composto pelos módulos *Automatic Acquisition Module* e *KineCalc Module* e ainda podem ser adicionados os seguintes *plug-ins*: *Gait*, *PECS*, etc. Para a análise cinemática e cinética da marcha é preciso, em termos de *hardware*, equipamento para sincronizar as câmaras usadas, o módulo *MX Control* para a ligação de outros sensores como plataformas de força, dispositivos de EMG, etc. e as respetivas câmaras de imagem. Em termos de *software* será necessário o *Peak Motus* com ambos os módulos e o *Plug-in Gait*. O módulo *Automatic Acquisition* pode dividir-se em dois: o *Manual Acquisition Module* para o seguimento manual, e o *Automatic Acquisition Module* para o seguimento automático. O módulo *KineCalc Module* permite a aplicação de algoritmos especificados pelo utilizador, como o filtro *Butterworth*, etc. Já o *Plug-in Gait* permite a análise cinemática e cinética do movimento para membros superiores e inferiores. Note-se, que as ferramentas do *Peak Motus* para a aplicação de algoritmos de processamento de imagem e de apresentação de dados obtidos são uma versão base de dois módulos extra: o *BodyBuilder* e o *Polygon* (Sousa & Tavares, 2006).

A análise foi realizada pelo sistema de captura de movimento *Vicon*, é um sistema automático de rastreamento de movimento com recurso a seis câmaras, com o paciente parado no centro do laboratório, capta a imagem do paciente em posição estática e durante o movimento a dinâmica, transfere-a para o computador, que por sua vez se encarrega de extrair todos os dados cinemáticos.

5.4.1. MATERIAL

Na avaliação cinemática da marcha, foi necessário recorrer a alguns equipamentos e materiais, como:

O sistema de captura de movimento Vicon:

- *Software Nexus*
- 6 Câmaras de vídeo MX F20 de 2 Megapixéis com *frame rate* de até 500 Hz

Uma varinha com 3 refletores útil na calibração do sistema

Um *L-frame* com 4 refletores

39 Marcadores refletores

1 Rolo de velcro/adesivo

1 Touca em licra

1 Camara de filmar

Marca: Sony Handycam HD AVCHD

Referência : Model HDR-CX11E

5.4.2. PROCEDIMENTO

Para este sistema de captura de movimento, inicialmente foi essencial verificar previamente se todas as câmaras se encontravam corretamente posicionadas e ajustadas para a abertura e foco de imagem (Figura 12). A pessoa que realizou a análise verificou as câmaras e, de seguida, realizou-se a calibragem com auxílio de uma “varinha” de dimensões conhecidas e três marcadores refletores acoplados à varinha, percorrendo-se todo o espaço do laboratório agitando a varinha e realizando movimentos circulares de forma a garantir que todos os pontos estariam calibrados e prontos para a realização do ensaio. Foi colocado sobre o piso um *L-frame* com quatro marcadores refletores. O sistema ficou pronto para rastrear os marcadores num espaço tridimensional e monitorizar todos os movimentos que o jovem iria realizar.



Figura 12 – Câmara de filmagem *Vicon*

Para a captação da imagem tornou-se necessário recorrer a 39 marcadores especiais que foram acoplados a pontos anatómicos do jovem em estudo (Figura 13), através desses pontos e durante a marcha dentro do espaço preconizado, o computador constrói um modelo tridimensional do corpo em ação.

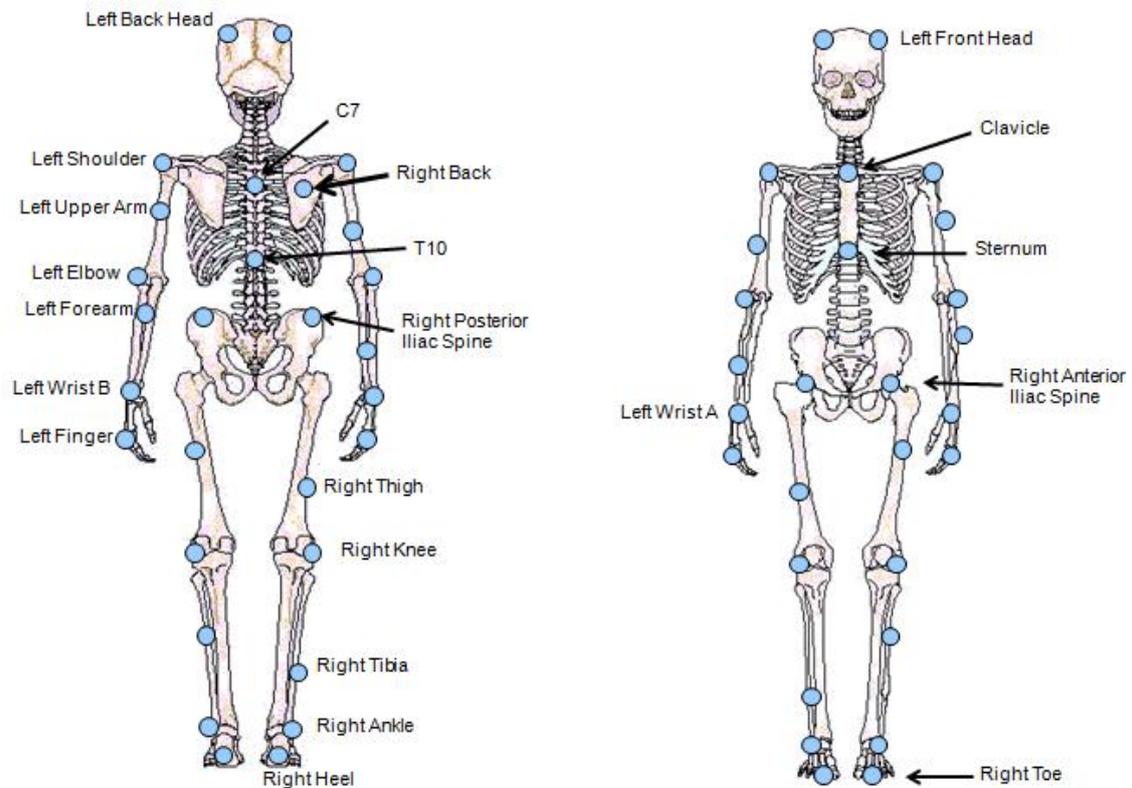


Figura 13 – Localização dos 39 marcadores

Para que não houvesse qualquer interferência ou deslocalização dos marcadores caso estes fossem acoplados em peças de vestuário, que por sua vez podiam originar desvios da roupa durante a realização do ensaio, optou-se por colar diretamente os marcadores junto da pele do jovem que aceitou prontamente essa situação. Os marcadores foram atempadamente fixados em frações de velcro/adesivo, ficando estes seguros pelo velcro e posteriormente colados ao corpo do Jovem em estudo (Figura 14).

O ensaio foi então realizado com o jovem em calção de banho de licra justo, calçado com as botas originais e sem qualquer tipo de alteração e foi também colocada uma touca para que os marcadores da parte da cabeça se tornassem visíveis e não ficassem ofuscados pelo cabelo. O percurso realizado foi de uma extremidade do laboratório à outra, fazia inversão de marcha e regressava de novo para o mesmo ponto de origem (Figura 15 e 16).

Os ajustes posturais foram gravados através do Sistema de captura de movimento *Vicon*, que inclui seis câmaras MX F20 de 2 Megapixéis com *frame rate* de até 500 Hz e um *software* (*Nexus*) que permite o controlo de todo o sistema bem como a análise dos dados recolhidos. Estas câmaras captam a imagem perto da luz infravermelha que reflete em marcadores especiais colocados sobre o corpo, seguindo os possíveis movimentos do jovem (Figuras 17, 18 e 19).



Figura 14 – Visualização dos marcadores acoplados no corpo e dispositivos *walkinSense*



Figura 15 – Momento da marcha “ida”

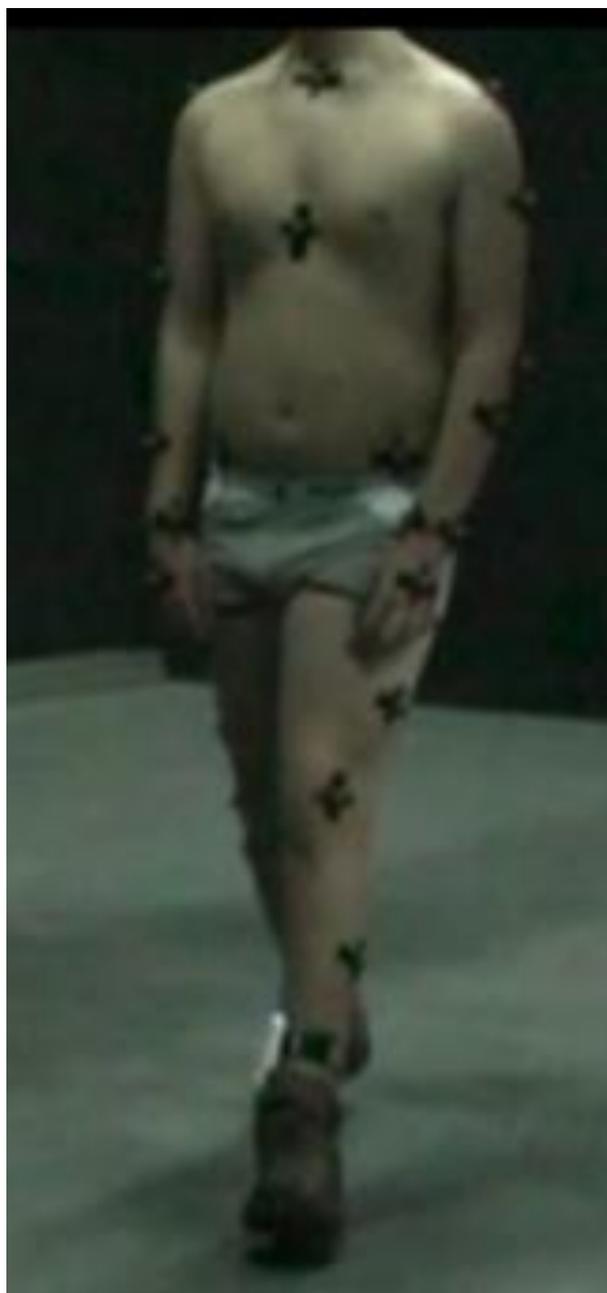


Figura 16 – Momento da marcha “regresso”

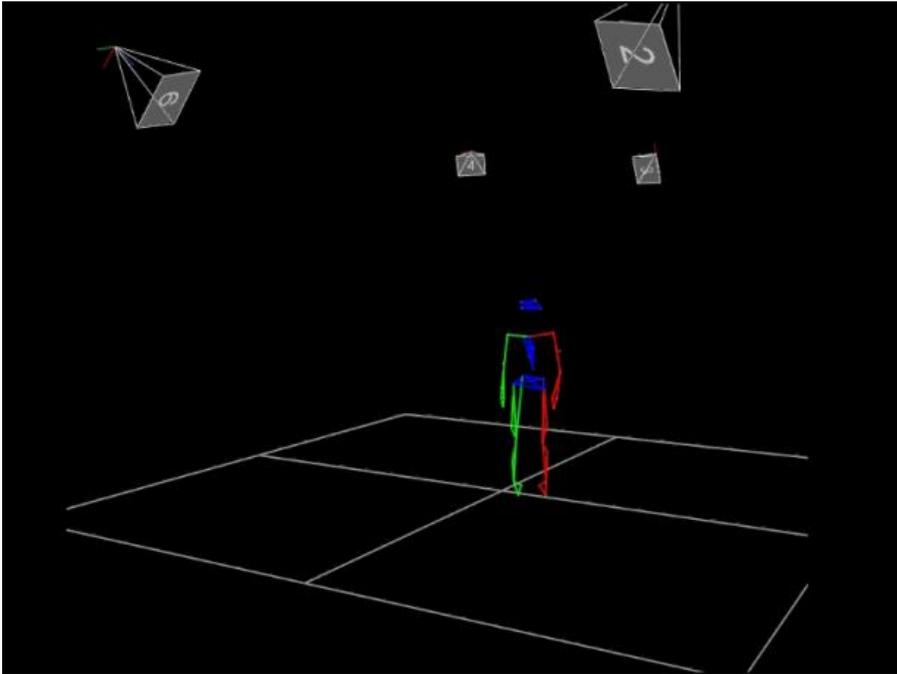


Figura 17 – Imagem dos vetores condição parado

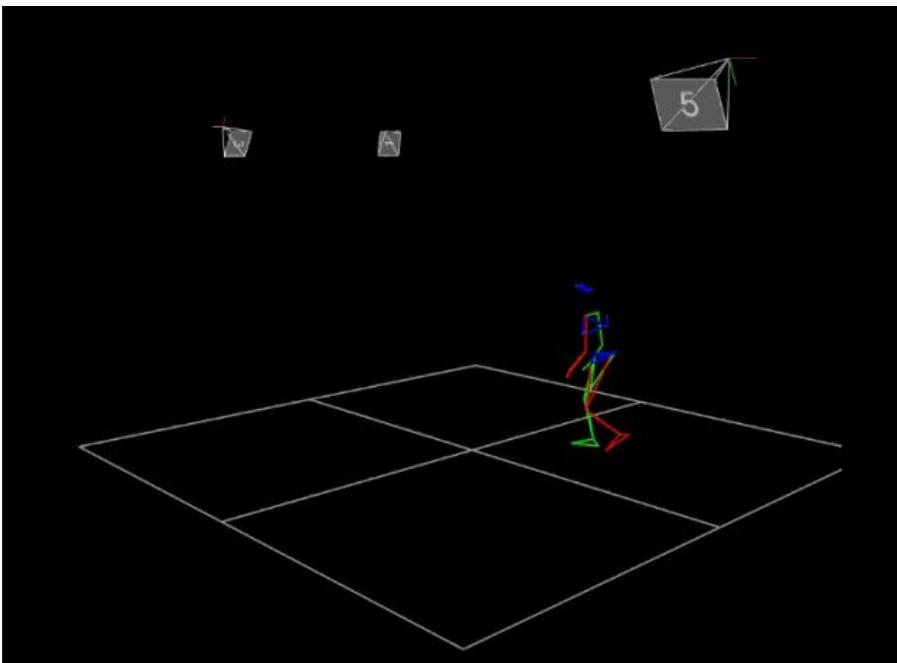


Figura 18 – Imagem dos vetores em movimento

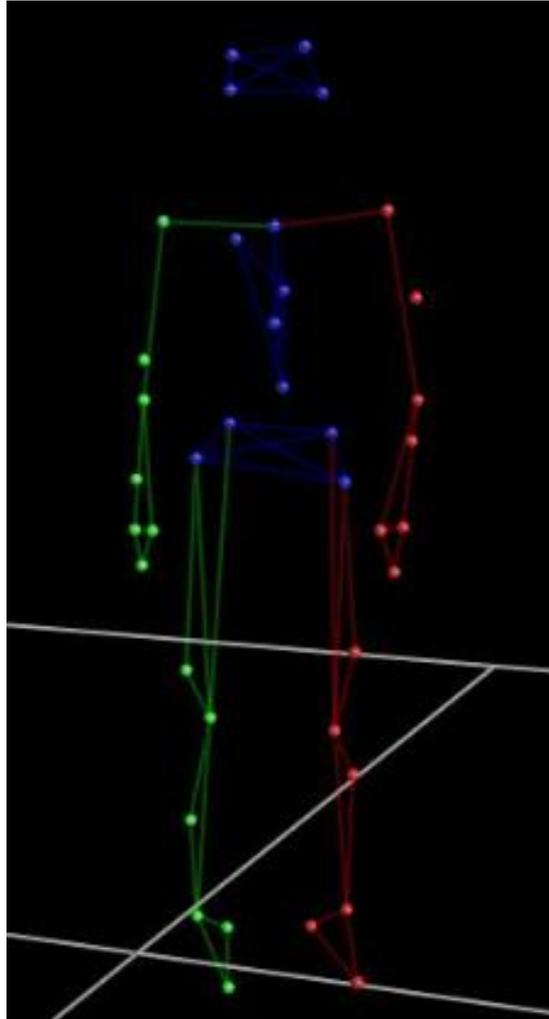


Figura 19 – Visualização dos marcadores e vetores pelo *Vicon*

5.5. Análise por Palmilhas de Pressão “*WalkinSense*”

A *Tomorrow Options* é uma empresa especializada em projetos e fabricação de dispositivos eletrônicos inovadores para a saúde, desporto e mercados industriais. A empresa desenvolveu o *WalkinSense*. Trata-se de um dispositivo para controlar o movimento dos membros inferiores humanos, com uma vasta gama de aplicações: ortopedia, neurologia, cardiologia e podologia. O produto tem sido utilizado na prevenção do pé diabético.

O *WalkinSense* foi projetado para atender às necessidades dos médicos, clínicos, pediatras e enfermeiros que lidam com distúrbios dos membros inferiores, e fornecer informações precisas que possam ajudar a evitar maiores complicações médicas e aumentar o bem-estar dos pacientes.

Num ambiente clínico, o dispositivo pode reunir e processar informações quantitativas e qualitativas em tempo real, enviando-as a um computador, *laptop* ou PDA, via *Bluetooth* (25 metros) ou cabo USB para uma etapa rápida, através de análise.

Pode ser utilizado pelo paciente fora do ambiente clínico, pois trata-se de um dispositivo compacto e de fácil utilização. A Bateria opera com uma alça ajustável de fácil fixação ao tornozelo e permite que os utilizadores continuem com as suas atividades diárias com o mínimo de interrupções. O *walkinsense* pode ser usado durante sete dias e quando os testes ficam completos, o paciente simplesmente volta ao hospital com o dispositivo, onde a informação pode ser recolhida para análise através de um *software* de fácil utilização fornecido com o dispositivo.

A vantagem de *WalkinSense* é medir a pressão do pé e velocidade com muito mais precisão do que a inspeção visual atual ou máquinas menos sofisticados com funcionalidade limitada. Isso facilita a análise dos membros inferiores de uma forma rápida, permitindo tratamentos preventivos eficazes através de ortóteses corretivas (por exemplo, palmilhas personalizadas ou sapatos) que reduzem a necessidade de grandes intervenções (*Tomorrow Options*, 2012).

Este sistema permite uma monitorização simultânea da pressão plantar dinâmica e da atividade dos dois membros inferiores, permitindo realizar comparações e detetar assimetrias na marcha humana. Permite ainda a caracterização estática e dinâmica da distribuição da carga pela superfície de contato do pé.

5.5.1. MATERIAL UTILIZADO

Para a realização da análise cinética da marcha, foi necessário recorrer a alguns equipamentos e materiais, tais como:

2 Dispositivos *walkinSense*, “*Tomorrow Options*, 5v, 500mA”

2 Redes de sensores de pressão

1 Cabo USB e carregador

1 Rolo de velcro/adesivo

1 *Pen-drive* com *Software* de instalação

2 Palmilhas

5.5.2. PROCEDIMENTO

Inicialmente, o sistema foi instalado no computador, e prestada a informação necessária à sua utilização.

Recortaram-se tiras de velcro/adesivo, colaram-se essas tiras nos locais das palmilhas onde se pretendia fixar os sensores de pressão, fixaram-se os sensores com o mesmo *layout* nas duas palmilhas, esquerda e direita (Figura 22). A escolha do local para cada sensor foi de encontro com o que se pretendia avaliar. como o jovem caminha sobre o calcanhar esquerdo foi pertinente colocar um sensor logo no extremo do calcanhar (sensor 5), tendo suprimido o sensor lateral interno do arco do pé. Dois sensores ficaram posicionados lado a lado no primeiro apoio, (calcanhar, sensor 6 e 7), o sensor 8 ficou localizado na zona lateral externa do arco do pé, o sensor 1, debaixo do metatarso I, o sensor 3 debaixo do metatarso II, o sensor 4 debaixo dos metatarsos III, IV e V (zona plantar do pé) e por fim o sensor 2 que ficou por baixo do halux, (dedo grande do pé). Esta zona apresentava bastante interesse no estudo uma vez que o jovem em estudo quase não apresenta movimento nos dedos dos pés.

Introduziram-se as palmilhas nas botas, confirmando-se a correta posição de todos os sensores.

Pedi-se ao jovem para calçar as botas tendo o cuidado de deixar para a frente o encaixe USB dos sensores de pressão. Após ter ajustado e apertado as botas, procedeu-se ao encaixe dos sensores com os dispositivos *WalkinSense*, tendo-se afixado no pé direito o dispositivo com o nº 010103 0011 e no pé esquerdo com o nº 010103 0070.

Antes da análise geral realizou-se um ensaio experimental e ligaram-se os dispositivos, conetou-se o Bluetooth ao computador portátil, confirmou-se em tempo real se todos os sensores se encontravam operacionais durante a marcha do jovem. Verificou-se que durante as passadas aparecia no ecrã o *layout* das palmilhas de onde se podia visualizar a posição dos sensores de acordo com a disposição anteriormente realizada (Figura 20). No dia anterior à análise geral também se colocou os dispositivos a carregar um de cada vez (Figura 21).

O ensaio foi realizado em simultâneo com o ensaio pelo sistema *Vicon*, a superfície apresentava-se lisa proporcionando regularidade nos dados obtidos.



Figura 20 – Disposição dos sensores no *software*



Figura 21 – Rede de sensores, cabo USB com carregador e *pen bluetooth*



Figura 22 – Palmilhas com rede de sensores afixados e dispositivos

5.6. Alterações Corretivas Efetuadas no Calçado

Alguns jovens com necessidade de utilizar calçado ortopédico sentem repulsa a este tipo de calçado por ser diferente do calçado da “moda” em relação ao *design*, à cor, ao material e à estética desse tipo de calçado que existe disponível no mercado. Existe, cada vez mais, a necessidade em adquirir calçado de acordo com os seus gostos pessoais, moda, atualidade,

design moderno, etc.

A empresa Kyaia aceitou ser parceira neste estudo, tendo disponibilizado o calçado à escolha do Jovem em estudo, e prontificou-se em fornecer todos os materiais necessários à intervenção, caso os mesmos existissem na empresa. Quanto à disponibilização do espaço para proceder às alterações necessárias não se verificou essa possibilidade devido à sobrecarga de trabalho com amostras e produção em curso.

A empresa Kyaia - Fortunato O. Frederico, & Ca Lda., produção de 23000pares/dia. Proprietária das marcas próprias (FLY London, Overcube, M.C. & POWER).

Após algumas tentativas noutras pequenas empresas de calçado, a empresa “Pés Saltitantes, Lda” aceitou ser parceira na parte interventiva, tendo disponibilizado o uso de todos os equipamentos necessários à intervenção, bem como de todos os materiais que dispunham na empresa. No entanto, devido à necessidade específica em questão, e os mesmos não se encontrarem na empresa Pés saltitantes, alguns materiais tiveram de ser adquiridos numa outra empresa.

A empresa Pés Saltitantes, Unipessoal, Lda, dedica-se ao fabrico, comércio, importação e exportação de calçado e é uma pequena empresa com 9 colaboradores.

5.6.1. MATERIAL E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Foram utilizados materiais diversos durante os ensaios. As botas foram disponibilizadas pela empresa Kyaia (3 pares) e as mesmas tinham as seguintes características:

Modelo: *PATH P210589001*

Material :*Rug* (pele)

Cor: *Camel*

Tamanho: 46

A placa para solas vulcanizada, adquirida para acrescentar à altura da sola, é um polímero em borracha resistente à compressão e ao desgaste, de forma a garantir proteção, resistência e estabilidade.

A cartolina canelada serviu para realizar um molde da palmilha esquerda.

As Palmilhas em pele de porco na superfície superior, coladas em borracha resistente à

compressão com 15 mm de espessura na parte do calcanhar e diminuindo gradualmente até atingir aproximadamente 3 mm na parte da frente.

A Palmilha em pele de vaca, com espessura de aproximadamente 4 mm, muito resistente, produz boa permeabilidade, mantendo os pés secos e conservando a temperatura dos pés, o que torna a palmilha mais confortável.

Na realização das alterações foi necessário recorrer a alguns produtos químicos, indispensáveis no processo de alteração das botas.

O halogenante foi um dos produtos químicos utilizados, este tem a função de desengordurar e eliminar impurezas que possam existir, sendo utilizado na lavagem das solas.

Marca: *Halinov*

Referência: 2189

Tempo de secagem: 1 hora

O primário, outro produto químico utilizado, tem a função de tapar os poros e preparar a superfície para se poder aplicar a cola.

Marca: *Plastik*

Referência: 6271

Tempo de secagem. 30min

A cola Plástica foi utilizada nos acréscimos da sola e no desenvolvimento da palmilha.

Marca: *Ciplás*

Referência: 2670

Tempo de secagem: 15min

O forno de ar quente (Colomaq palmilhas) reativa de forma moderada a cola em palmilhas e gáspeas.

A máquina de reativar cola de calçado e solas (IRON FOX, AS1800), reativa a cola das gáspeas e das solas para proceder à colagem das solas.

A lixadeira de aparar solas remove e corrige as imperfeições nas solas após colagem.

A tinta reparadora corrige as imperfeições e dá brilho ao calçado após terminar o processo de

montagem.

Referência: Tingibordo

Cor: Preto

5.6.2. PROCEDIMENTO

Para realizar as alterações necessárias na bota esquerda de forma a corrigir as diferenças entre o membro inferior esquerdo e o membro inferior direito, foi necessário intervir só no pé esquerdo, uma vez que a espessura da sola não permitia o desgaste da mesma.

Inicialmente, elaborou-se um molde da palmilha em cartão canelado (Figura 23), após verificação e confirmação de ajustabilidade e as adequadas dimensões.

Colocou-se esse molde por cima da pele de vaca (Figura 24), marcou-se com ajuda de um lápis e posteriormente efetuou-se o seu corte com um x-ato.

Utilizando o mesmo molde delineou-se a palmilha. A parte da frente só apresentava 3 mm de espessura, no entanto pretendia-se que no final apresentasse 10 mm, então com a palmilha direita cortou-se a parte da frente (Figura 25 e 26).



Figura 23 – Molde em cartão canelado



Figura 24 – Palmilha pele de vaca



Figura 25 – Palmilha borracha e pele de porco (costas)



Figura 26 – Palmilha borracha e pele de porco (frente)

Através da máquina de lixar removeu-se um pouco à espessura onde se pretendia colar à outra palmilha, de forma a não apresentar relevos excessivos na palmilha. Como o pé esquerdo se apresenta aducto, foi necessário elaborar uma pequena goma (acrescente no formato de uma elipse para elevar a palmilha na zona do arco do pé) com 5 mm de espessura e 135 mm de comprimento (Figura 29). Foi necessário lixar-se as partes iniciais e finais da goma de forma a

evitar eventuais relevos, sendo que a goma foi recortada da parte de trás da palmilha direita.

Posteriormente, deu-se cola na palmilha de pele de vaca e na parte superior da palmilha esquerda de pele de porco com borracha e nas duas superfícies da goma (Figura 28). Após 15min de espera, reativou-se a cola no forno de ar quente e procedeu-se à colagem (Figura 27). Primeiro colou-se a goma na parte interna da palmilha em pele de porco e, logo de seguida colou-se a palmilha em pele de vaca.

Deu-se cola na parte inferior frontal da palmilha já elaborada e, na outra parte para aumentar a espessura da palmilha na parte da frente. Esperou-se 15min e reativou-se a cola da mesma forma que no procedimento anterior e efetuou-se a colagem. Como existiam algumas arestas, lixaram-se as extremidades de modo a ficar com a forma e dimensão do molde em cartão canelado.

Após experimentar a palmilha pela introdução na bota, foi necessário lixar mais um pouco lateralmente e, à segunda tentativa, entrou na bota e ficou corretamente acondicionada (Figura 30).

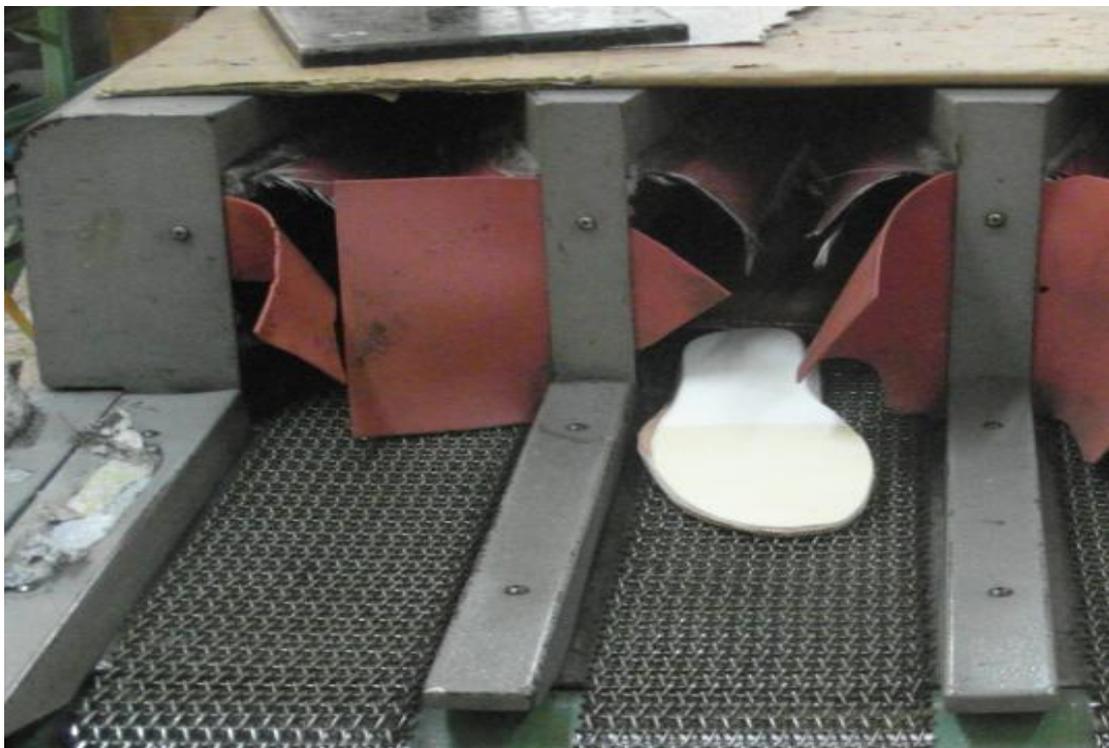


Figura 27 – Reativar cola no forno de ar quente



Figura 28 – Dar cola na palmilha



Figura 29 – Demonstração da aplicação da goma



Figura 30 – Palmilha concluída

Colocou-se a bota sobre a placa para solas vulcanizada e com ajuda de um lápis delineou-se o tacão e a meia sola frontal. Posteriormente, com ajuda do x-ato recortaram-se ambos. Para o

tacão os procedimentos foram os seguintes: removeu-se o tacão da bota e lixou-se a parte em couro (Figura 31); removeu-se a cola do tacão e lixou-se; lixou-se a parte da frente (Figura 34).

Lavou-se os recortes da placa para solas com o halogenante, para remover as impurezas e toda a gordura que pudesse existir, fez-se igualmente para a parte da frente da sola da bota e deixou-se repousar até ao dia seguinte, evitando, deste modo, esperar 1h no dia seguinte.

No dia seguinte, foi dado o primário na sola do tacão em couro e ficou a repousar 30min para realizar a secagem.

Passado os 30 min foi dado cola no tacão em couro, na parte superior do acrescento do tacão e das meias solas, depois ficou a secar durante 15min (Figura 32). Reativou-se a cola na máquina de reativar cola de calçado e solas e efetuou-se a respetiva colagem (Figura 33)

Posteriormente, deu-se cola no tacão já com o acréscimo e no tacão original, deixou-se secar os 15min necessários e o tacão foi levado novamente à máquina de reativar cola de calçado e solas e procedeu-se da mesma forma que anteriormente.

Como ficaram algumas arestas, foi necessário lixar para acertar o tacão e as meias solas. Durante o processo de acerto foi removida alguma tinta quer no tacão quer nas meias solas, seguindo-se a correção dessas falhas com a aplicação de tinta reparadora preta através do uso de uma esponja, deixou-se secar 30 min. No final deste procedimento as botas apresentavam-se completamente prontas (Figura 35 e 36).



Figura 31 – Remoção do tacão



Figura 32 – Dar cola nas solas e acrescentes



Figura 33 – Reativação de cola



Figura 34 – Remoção de arestas e acerto de solas



Figura 35 – Botas finalizadas perfil interior
→ Bota alterada



Figura 36 – Botas finalizadas perfil exterior
→ Bota alterada

6. ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

6.1. Análise e Discussão de Resultados por Raio X

Devido à necessidade de avaliar a estrutura óssea do caso em estudo, foi realizado uma radiologia convencional. O radiograma obtido em chassi extra-longo registou escoliose dorso-lombar de grande raio e de concavidade direita (Figura 37), centrada a L1-L2 (Sarmiento, 2012). A escoliose é uma curvatura lateral anormal da coluna, muitas vezes acompanhadas por curvaturas anormais secundárias (Seeley et al., 2003). A existência desta escoliose deve-se essencialmente à descompensação existente na altura de aproximadamente 30 mm na perna esquerda que obriga o dorso lombar a tomar esta postura de forma a corrigir a descompensação da parte inferior.

Relativamente aos membros inferiores (Figura 38) em chassi extra-longo, a radiografia revela encurtamento relativo do membro inferior esquerdo em cerca de 29 mm quando comparado com o conta-lateral (Sarmiento, 2012), que confirma as medições realizadas durante os tratamentos de fisioterapia realizados no Centro hospitalar do Alto Ave em Guimarães, bem como nos dados recolhidos a partir das medições antropométricas realizadas.

O radiograma à bacia (Figura 40) apresenta báscula para o lado esquerdo e mostra imagens de sacro-ileite, sendo também de referir retroversão acetabular à esquerda e muito incompleta cobertura acetabular à direita (Sarmiento, 2012). A articulação sacro-iliaca recebe a maior parte do peso da parte superior do corpo e é fortemente suportada por ligamentos. No entanto, o excesso de carga sobre a articulação pode provocar um ligeiro movimento articular, esticando o tecido conjuntivo e as terminações nervosas associadas da região causando dor (Seeley *et al.*, 2003). A retroversão acetabular ocorre nas situações em que existe uma hiper-cobertura focal (Castro & Vieira, 2010).

Os radiogramas às extremidades dos pés (Figura 39 e 41), parecem denunciar um certo grau de hipoplasia do terceiro e quarto metatarsianos à esquerda e eventual pé aducto (Sarmiento, 2012), essa diminuição de espessura óssea pode advir desde o nascimento, pois durante toda a infância e ainda atualmente os dedos do pé esquerdo, com exceção do dedo grande, não mostravam reação. Ou seja, se proferisse para mexer os dedos fazendo dorsiflexão ou flexão plantar, praticamente não se verifica a nível dos dedos. Após a cirurgia e com a transferência do extensor próprio do hallux para o tibial posterior, tenotenodese do extensor do hallux com

extensor comum, o dedo grande ficou ligado aos outros quatro dedos e, conseqüentemente, ficou com reação delimitada.

Pensa-se que a avaliação dos pés tortos por aplicação de métodos combinados (clínica, funcional e radiológica) podem contribuir para a melhoria nas análises desta patologia. A investigação por pressão plantar tem sido utilizada para confirmar a presença da patologia e determinar o necessário tratamento (Herd *et al.*, 2004).



Figura 37 - Coluna em chassi extra-longo (90 cm)



Figura 38 - Membros inferiores em chassi extra-longo (120 cm)



Figura 39 – Pé vista frontal



Figura 40 – Bacia



Figura 41 – Pé vista lateral

6.2. Análise e Discussão de Resultados da Avaliação Antropométrica

6.2.1. ANTES DA ALTERAÇÃO DO CALÇADO

O jovem adolescente apresenta na estatura o percentil de 97% em comparação com a população portuguesa (tabela 3), isto é, 97 por cento da população portuguesa é mais baixa. Este percentil apresenta-se bastante elevado uma vez que tem apenas 16 anos. Esse crescimento causou preocupação nas consultas de pediatria no hospital pediátrico Maria Pia na cidade do Porto onde o jovem continua a ser seguido desde criança, e devido a essa prevenção foi submetido no mês de Agosto a exames de Genética de forma a despistar alguma anomalia dentro desse tema. No entanto, o jovem desde o seu nascimento que apresenta um percentil elevado, tendo nascido com 51 cm de altura e com 37 semanas de gestação, pelo boletim de saúde infantil e juvenil em média o jovem apresenta um percentil de aproximadamente 90%. Relativamente ao nível de peso, desde os nove meses até ao presente que se encontra acima de 95% valor máximo de valor base recomendado no respetivo boletim de saúde infantil. Atualmente, apresenta aproximadamente 90 kg e acompanha a curva no percentil acima dos 95%, embora esteja a ser

acompanhado por consultas de nutrição também no Hospital Maria Pia no Porto para evitar aumento de peso, encontrando-se a fazer um regime alimentar específico.

Quanto aos percentis relativos a outras dimensões antropométricas, o jovem encontra-se dentro da normalidade para um jovem de 16 anos, em que a maioria ronda os 90%, apresentando de espessura de peito 32%, um valor aceitável para a sua estatura e bastante inferior em relação aos outros parâmetros em análise.

Segundo os dados fornecidos pelo hospital de Guimarães do serviço de Fisioterapia, o jovem apresenta menos 30 mm de comprimento na perna esquerda (na perna que nasceu com deficiência congénita). Essa dissimetria foi verificada logo após a cirurgia realizada a 2 de Julho de 2010, dado que nessa fase de reabilitação, o jovem apresentou um crescimento acentuado. Aquando da verificação dessa dissimetria iniciaram-se os tratamentos necessários para diminuir ou minimizar essa diferença, realizando, desta forma, carga na perna esquerda e reaprendizagem da marcha com novas indicações sobre as posturas adequadas e posicionamento dos pés. Essa nova aprendizagem da marcha deveu-se também ao fato de ter sido submetido a uma intervenção cirúrgica onde se realizaram trocas de tendões, com transferência do tendão curto peroneal para tendão de Aquiles e do extensor próprio do *hallux* para o tibial posterior, tenotenodese do extensor do *hallux* com extensor comum (Nascimento, 2010). Estas alterações obrigaram uma nova aprendizagem da marcha, de modo a que esses sinais chegassem ao sistema nervoso e as novas alterações fossem assimiladas (Figueiredo, 2006).

A perna esquerda entre o pé e o joelho apresenta menos 27 mm em relação à perna direita. Esta medição veio confirmar as medições realizadas no serviço de fisioterapia, bem como pela análise por Raio X, verificando-se uma dissimetria na perna esquerda de aproximadamente 30 mm em relação à perna direita. Segundo estes dados verifica-se que a dissimetria entre os dois membros inferiores se focaliza essencialmente neste parâmetro avaliado, ou seja, a agenesia impera entre o pé e o joelho, propendo um percentil de 88% na perna esquerda e 98% na perna direita, sendo uma diferença bastante significativa. No parâmetro entre o pé e o poplíteo verifica-se uma diferença de 26 mm, mas a nível de percentil é onde existe maior diferença, 53% na perna esquerda e 86% na direita, a dissimetria do membro inferior esquerdo localiza-se entre o pé e o poplíteo, uma vez que este fica na dobra do joelho.

Todo o membro inferior esquerdo apresenta atrofia a nível muscular, a perna é mais magra. Durante a marcha, como o membro que executa o apoio é a perna direita, esta encontra-se

sobre fortalecida, mas essa diferença é mais perceptível entre o pé e o joelho. Através das medições antropométricas verifica-se essa dissimetria, apresentando 50% na coxa esquerda e 72% na direita.

No entanto, essa dissimetria quase não se verifica no parâmetro da altura dos ombros, onde só existe 5 mm de diferença entre o ombro esquerdo e o ombro direito, apresentando para o ombro esquerdo um percentil de 95% e no esquerdo 95,5%. Estes resultados explicam-se pelo fato da coluna apresentar escoliose dorso-lombar de grande raio e de concavidade direita, a existência desta escoliose deve-se essencialmente em consequência da descompensação existente nos membros inferiores de aproximadamente 30 mm na perna esquerda em relação à perna direita, sendo que a coluna vai-se readaptando a cada situação, corrigindo as descompensações que possam existir através de curvaturas.

No parâmetro altura do cotovelo, pelo mesmo motivo, quase não se nota diferença, sendo esta de 3 mm, apresentando 82% no cotovelo esquerdo e 84% no direito.

No cálculo do IMC o jovem apresentou um IMC de 26,4. Encontrando-se acima do peso ideal uma vez que ultrapassa IMC de 25, este sobrepeso lesa a marcha e ainda ostenta outro fator negativo, o fato da marcha não se apresentar simétrica.

Tabela 3 – Dimensões antropométricas e percentis correspondentes

Dimensões antropométricas (mm)	Esq	Dir	Média	Desvio Padrão	Z Esq	Z Dir	Percentil Esq (%)	Percentil Dir (%)
Estatura	1835		1690	76	1,91		97	
Altura dos olhos	1700		1585	74	1,55		94	
Altura do ombro	1500	1505	1395	65	1,62	1,69	95	95,5
Altura do punho	790		735	43	1,28		90	
Altura do cotovelo	1097	1100	1050	51	0,92	0,98	82	84
Distância cotovelo-punho	390		350	18	2,22		98,5	
Alcance funcional anterior	810		730	62	1,29		90	
Alcance funcional vertical (de pé)	2165		2030	94	1,44		92,5	
Altura sentado	970		920	37	1,35		91	
Altura dos olhos (relação ao assento)	835		810	34	0,74		77	
Altura lombar (relação ao assento)	240		215	20	1,25		89	
Espessura máxima da coxa	175	185	175	17	0,00	0,59	50	72
Altura do joelho	560	587	525	30	1,17	2,07	88	98
Altura do poplíteo	402	428	400	26	0,08	1,08	53	86
Comprimento coxa-poplíteo	500		485	32	0,47		68	
Comprimento máximo da coxa	640		590	33	1,52		93,5	
Espessura do peito	254		265	23	-0,48		32	
Espessura abdominal	255		265	32	-0,31		38	
Alcance funcional vertical (sentado)	1268		1250	55	0,33		63	
Altura do ombro-assento	630		630	33	0,00		50	
Altura do cotovelo-assento	270		255	30	0,50		69	
Largura de ombros (biacromial)	372		335	22	1,68		95	
Largura de ombros (bideltoide)	500		475	30	0,83		80	
Largura da anca	410		380	24	1,25		89	
Peso (kg)	90,4							

6.2.2. APÓS ALTERAÇÃO DO CALÇADO

No momento da realização da avaliação antropométrica ficou bastante evidente que a dissimetria presenciada entre a perna esquerda e a direita, se localizava entre o pé e o joelho e, portanto, resolveu-se realizar uma nova avaliação onde entrassem unicamente os dados onde foram verificadas dissimetrias entre o lado esquerdo e o lado direito, para de um modo simples conferir se as alterações efetuadas ostentavam alguma melhoria na postura.

As medições foram realizadas da mesma forma que as medições anteriores mas com o jovem na condição calçado com as botas alteradas e, uma vez que as botas apresentavam na perna direita 35 mm de altura, foi deduzido essa diferença nos dois lados, tendo-se auferido os resultados ostentados na tabela 4.

Em relação às diferenças na altura do ombro e do cotovelo não se confere melhorias, pois apresenta as mesmas diferenças verificadas na avaliação na condição de descalço. Essa situação deve-se ao fato do dorso lombar tomar posturas compensatórias para corrigir as dissimetrias existentes e dado que existe uma correção no membro inferior esquerdo, o dorso lombar acompanha essa compensação, sendo que desta forma retoma a sua posição adequada relativamente à nova condição.

A espessura da coxa também se mantém e pela mesma razão de atrofia do lado esquerdo, a perna apresenta-se mais magra.

Em relação à altura do joelho este apresenta só uma diferença de 5 mm. A diferença que se verifica a nível de espessura da perna deve-se à existência de atrofia por parte da perna esquerda. Observa-se o mesmo na altura do poplíteo, pois o membro inferior esquerdo ao ser elevado pela compensação da bota depara-se com mais 5 mm de altura em relação à perna direita. No global, a compensação realizada na bota esquerda e perante os dados observados, confirma uma melhoria na postura.

Tabela 4 – Dados antropométricos após alteração das botas

Dimensões (mm)	Esq	Dir	Média	Desvio Padrão	Z Esq	Z Dir	Percentil Esq (%)	Percentil Dir (%)
Altura do ombro	1500	1505	1395	65	1,62	1,69	95	95,5
Altura do cotovelo	1097	1100	1050	51	0,92	0,98	82	84
Espessura máxima da coxa	175	185	175	17	0,00	0,59	50	72
Altura do joelho	582	587	525	30	1,90	2,07	97	98
Altura do poplíteo	433	428	400	26	1,27	1,08	90	86
Peso (kg)	90,4							

6.3. Análise e Discussão de Resultados da Avaliação do Conforto

Relativamente à avaliação objetiva, esta apresenta algumas diferenças, embora não sejam muito acentuadas, tendo-se verificado uma temperatura superior na zona metatársica da avaliação antes da alteração nas botas (Tabela 5), isto pode estar relacionado pelo fato do jovem aplicar nessa zona do pé mais força, como se pode verificar pela análise através das palmilhas de pressão, essa pressão diminui ligeiramente nas botas alteradas.

No fator humidade não se verificam grandes alterações em comparação com os dois ensaios, no primeiro ensaio a meia esquerda teve um aumento de peso de 0,15g enquanto a meia direita teve um aumento de 0,558g. O aumento da meia esquerda é insignificante em comparação com o da meia direita, esse aumento está também relacionado pelo fato de aplicar mais carga sobre o pé direito. O jovem queixou-se que a bota esquerda sem alteração, devido ao pé se apresentar mais magro e mais pequeno fica muito folgado dentro da bota, causando desconforto e também não sente aquecimento interno, talvez pelo mesmo motivo, pois como a bota não proporciona o calce ajustado o pé fica desprotegido, permitindo o balanceamento dentro da bota, provocando um deslize ligeiro do pé para a frente, não chegando a tocar na parte da frente devido às botas serem de cordões e o aperto não permitir um maior deslizamento. No entanto, essa folga acentuada permite uma maior circulação de ar o que causa arrefecimento do pé. Segundo (BIONICFOOT, 2011), o conforto do calçado deve ser adaptado a cada utilizador e proporcionar conforto, garantindo o bem-estar e consequentemente permitir uma maior produtividade na marcha, com prevenção de possíveis doenças crónicas no pé. Os principais elementos de conforto associados ao calçado são: calce ajustado; temperatura e humidade adequadas

(conforto térmico); suporte do arco plantar e pé; boa flexibilidade; amortecimento; distribuição das pressões na planta do pé; absorção de impactos no calcanhar (BIONICFOOT, 2011).

A meia esquerda após alteração apresentou um aumento de peso de 0,05g (Tabela 6), inferior ao da meia esquerda antes da alteração. Durante a avaliação o jovem referiu sentir o pé esquerdo mais ajustado e na avaliação da marcha pelas palmilhas de pressão verificou-se a existência de um aumento de carga no pé esquerdo, aquando o uso das botas alteradas, junto da zona da planta do pé. Contudo, mesmo com essas condicionantes o aumento de peso nas meias após a caminhada foi inferior e, isto talvez se deva ao material utilizado na palmilha interna do pé esquerdo que é em pele de vaca, com referências para boa capacidade de absorção de sudação.

Verificou-se a mesma ocorrência na meia direita após alteração, esta apresentou menor aumento de peso em relação à meia direita antes da alteração, tendo apresentado um aumento de peso de 0,412g, mas como a bota direita não sofreu nenhuma alteração, essa diferença pode ser devido à redução de aplicação de carga durante a marcha com as botas alteradas. De acordo com os resultados obtidos na avaliação da marcha através das palmilhas de pressão e de acordo com o estudo de Jordan & Bartlett, (1995) a pressão no calçado pode dar indícios valiosos sobre as causas do desconforto relatado pelos utilizadores.

Tabela 5 – Avaliação Objetiva antes da intervenção

Parâmetros	Zona	Fase inicial		Fase final	
		Esq.	Dir.	Esq.	Dir.
Temperatura da superfície da pele (°C)	Metatársica	32.8	33.1	35.7	37
	Planta	28.6	29.7	34.7	34.9
Peso das meias (g)		29,941	29,444	30,091	30,002

Tabela 6 – Avaliação Objetiva pós intervenção

Parâmetros	Zona	Fase inicial		Fase final	
		Esq.	Dir.	Esq.	Dir.
Temperatura da superfície da pele (°C)	Metatársica	32,6	33.0	35,8	36,6
	Planta	28.4	29.3	33.3	34.6
Peso das meias (g)		29,104	29,601	29,154	30,013

Foi pedido ao jovem que preenchesse o questionário de avaliação subjetiva (ver anexo 1), tendo sido explicado ao pormenor cada questão e a forma de avaliação. Os resultados encontram-se representados no gráfico (Figura 44). A questão A, “As botas são confortáveis” o jovem assinalou como desconfortáveis para as botas antes da intervenção tendo atribuído 5, essa avaliação negativa deve-se ao fato do pé esquerdo ficar muito folgado e ao sentimento de pouca estabilidade dentro da bota, como foi referido pelo jovem durante a caminhada, dizendo que sentia o pé desprotegido e desaconchegado.

A questão C, “ Gosto da sensação dentro das botas”, teve a mesma avaliação que a anterior, nas botas antes de alteração sendo o motivo o mesmo que o apresentado anteriormente. Na questão D “ Tenho desconforto/dor quando uso as botas”, o jovem concordou com a questão, pois como o pé esquerdo ficava folgado dentro da bota causava desconforto, na avaliação após alteração esse desconforto não foi assinalado. Na última questão, “ As botas são fáceis de calçar” a avaliação após alteração foi melhor, enquanto calçava as botas alteradas, o jovem referiu que estas eram mais fáceis de calçar, mais especificamente a bota esquerda, motivo pelo qual a avaliação foi diferente. Relativamente aos outros parâmetros avaliados não apresentaram diferenças.

Na questão 10 do questionário, relativo ao desconforto térmico, onde se pedia que identificasse a zona do pé onde sentia mais calor e mais humidade, a avaliação foi semelhante, tendo assinalado nos dois questionários o calcanhar como a zona de maior aquecimento no pé esquerdo. Essa avaliação justifica-se pelo fato do jovem aplicar mais pressão no calcanhar esquerdo devido à agenesia existente, motivo pelo qual a marcha é realizada fundamentalmente sobre a zona do calcanhar. Neste pé, os dedos não realizam extensão e flexão durante o ciclo da marcha, e para compensar essa alteração na marcha o pé direito apresenta mais carga na parte da frente, na zona mesotarsal, razão pela qual em ambos os questionários foi assinalado a parte da frente como a zona de maior aquecimento, verificando-se, através da visualização da planta dos pés, que apresenta mais calosidades no calcanhar esquerdo e na planta do pé direito (Figura 42). Relativamente à questão da humidade, não assinalou nada tendo justificado que não tinha perceção sobre a humidade, logo não tinha qualquer opinião.

Franciosa *et al.*, (2012) referiram que, em simultâneo com o estilo, o conforto apresenta-se como o segundo aspeto chave na compra de calçado, a sola do sapato mostrou ser um dos mais importantes componentes do calçado, onde o projeto da sola se apresenta baseado em

diversificados fatores, como a forma do pé, tamanho, conforto percebido e os materiais.

Realizaram uma análise paramétrica a uma sola de sapato, tendo essa sola a função de melhorar a percepção de conforto. O resultado desta pesquisa revelou que a espessura do material pode influenciar a percepção de conforto percebido, o estudo apontou os materiais mais macios e as solas mais grossas responsáveis pelo aumento do grau de conforto (Franciosa *et al.*, 2012).

Pelos resultados obtidos, verifica-se um calce ajustado, a temperatura e a humidade afiguraram-se adequadas, constatou-se uma diminuição da temperatura e da humidade nas botas alteradas, embora pouco relevantes, um melhor suporte do arco plantar e pé, uma vez que com a introdução da goma de 5 mm de espessura, junto do arco plantar do pé e o aumento da espessura global da palmilha, relativamente à flexibilidade, não foi percecionada pelo utilizador, mostrou melhorias na distribuição da pressão plantar, na avaliação por palmilhas de pressão.

As palmilhas melhoram a marcha e diminuem o risco de lesão, as palmilhas em fibra de carbono possibilitam que o *design* seja fino e rígido (Crabtree *et al.*, 2009).

Pode-se referir que o fator conforto mostrou melhorias em quase todos os itens avaliados e, portanto, as botas revelaram ser confortáveis.



Figura 42 – Visualização da planta do pé



Figura 43 – Visualização do pé esquerdo

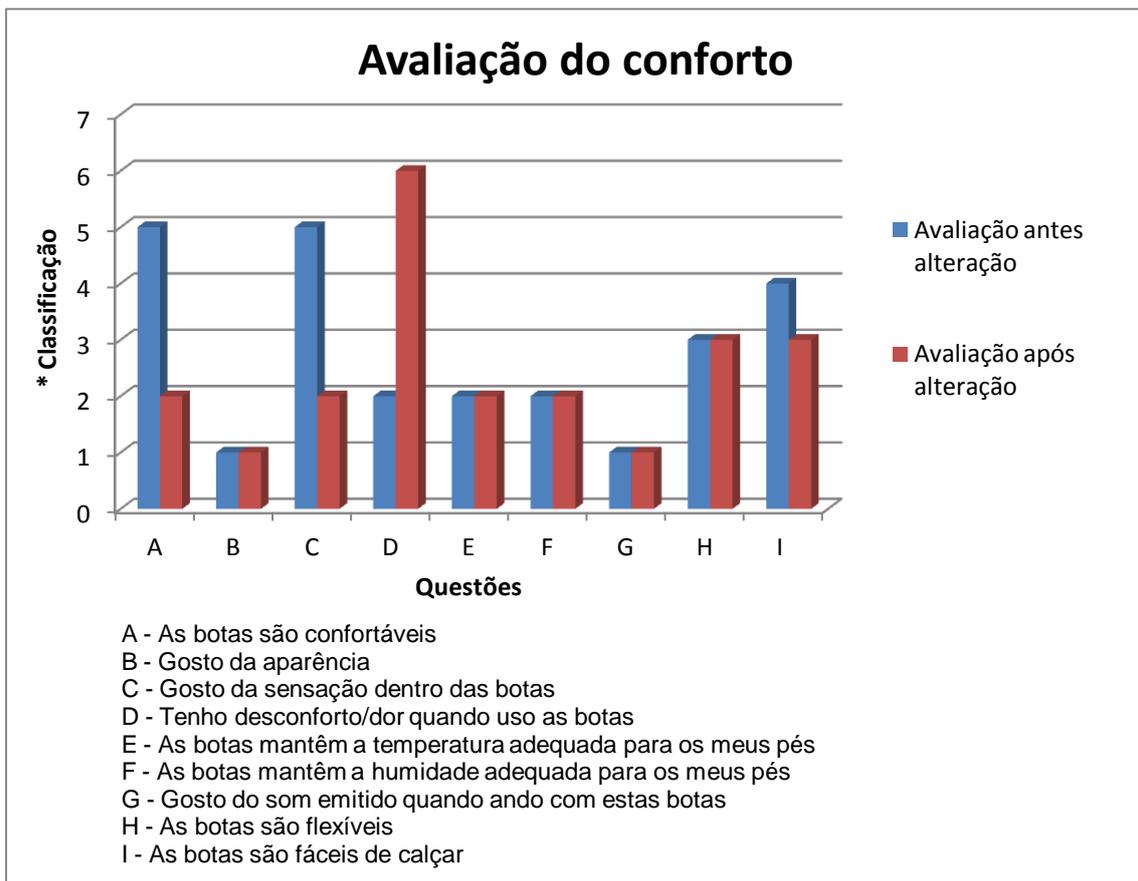


Figura 44– Avaliação do conforto *(1- concordo plenamente; 4 - neutro; 7 - discordo plenamente)

6.4. Análise e Discussão de Resultados por Sistema *VICON*

6.4.1. ANTES DA ALTERAÇÃO DO CALÇADO

Os resultados foram enviados após recolha do *software* do laboratório do Centro de Computação Gráfica, estes apresentam-se em três dimensões para cada um dos marcadores acoplados no jovem, o tempo foi dado em *frames* em que cada segundo corresponde a 240 *frames*, os valores do eixo do x correspondem ao comprimento percorrido, os valores do eixo do y ao desvio realizado na posição ereta e os valores de z dizem respeito à altura durante o movimento. Daí que, para realizar a análise, foi necessário separar o que se pretendia avaliar, como uma passada corresponde a um passo do pé esquerdo e um passo do pé direito, e a passada começa quando se pousa o calcanhar no solo e termina quando se volta a pousar esse mesmo pé, então tomou-se o calcanhar como referência para a análise da marcha. Deste modo, avaliou-se o comprimento da passada, a altura da passada e o desvio durante a marcha. Os dados foram tratados no Excel, mais especificamente para avaliação através de gráficos de dispersão, uma vez que se pretendia comparar dados das amostras. Estatisticamente pretendia-se verificar se existiam diferenças entre as amostras, e uma vez que eram independentes fez-se a análise através do IBM SPSS versão 19 com o teste não paramétrico de *Kolmogorov-Smirnov* para duas amostras independentes.

Como se pretendia avaliar a existência de diferenças significativas entre a avaliação antes e depois da altura da passada, inicialmente avaliou-se através dos gráficos de dispersão (Figura 45) onde se verifica que o calcanhar direito se eleva mais que o esquerdo, isso é perceptível na visualização da marcha, pois como não possui força suficiente na perna esquerda a fase de suporte é menor e a carga também. Existe dissimetria na elevação do calcanhar, para comprovar estatisticamente e veracidade dos resultados, com uma amostra de 1382 observações para o pé esquerdo, 852 para o pé direito apresentando um total de 2234 observações (Tabela 14, anexo 2). A estatística de teste *kolmogorov-Smirnov*, $U=4,069$, com um nível de significância $\alpha=5\%$, a significância estatística dessa diferença foi de $p= 0,001$ e como $p<0,05$ (Tabela 7). Conclui-se que existe diferenças significativas entre a altura efetuado entre o solo e elevação do pé para realizar a marcha do calcanhar esquerdo em comparação com a altura do calcanhar direito.

Na análise ao comprimento da passada, verifica-se dissimetria na passada. O passo do pé esquerdo apresenta-se mais longo em relação ao direito e a distância entre o posicionamento do

calcanhar esquerdo em comparação com o direito é diminuta. O pé esquerdo, pela mesma razão atrás referida, tem uma fase de suporte reduzida, devido à sobrecarga que tem de aplicar no calcanhar, visto ser o calcanhar quem realiza praticamente toda a fase de suporte durante a marcha. Em contrapartida, o pé direito presta auxílio para contrabalançar esta lacuna, possuindo elevada resistividade, sendo que a fase de suporte se apresenta mais acentuada, razão pela qual o pé esquerdo produz um passo mais longo (Figura 46). Tal acontece, porque existe falta de transferência de carga entre o pé esquerdo e o pé direito. A análise estatística, com uma amostra de 2360 observações para o pé esquerdo, 1658 para o pé direito apresentando um total de 4018 observações (Tabela 15, anexo 2), foi realizada para o percurso ida e regresso. Segundo a estatística de teste *kolmogorov-Smirnov*, $U=8,202$, com um nível de significância $\alpha=5\%$, a significância estatística dessa diferença foi de $p= 0,001$ e como $p<0,05$ (Tabela 16, anexo 2), conclui-se que existe diferenças significativas entre o comprimento do passo em relação aos dois pés.

Na análise do desvio da postura ereta realizado durante o ciclo da marcha, verifica-se dissimetrias, tal fato já era esperado pois o claudicar durante o ciclo da marcha provoca desvios na postura (Figura 47). Pela análise estatística, com uma amostra de 1382 observações para o pé esquerdo, 813 para o pé direito, apresentando um total de 2195 observações (Tabela 17, anexo 2), segundo a estatística de teste *kolmogorov-Smirnov*, $U=6,912$, com um nível de significância $\alpha=5\%$, a significância estatística dessa diferença foi de $p= 0,001$ e como $p<0,05$ (Tabela 18, anexo 2), conclui-se que existe diferenças significativas no desvio da postura durante a marcha.

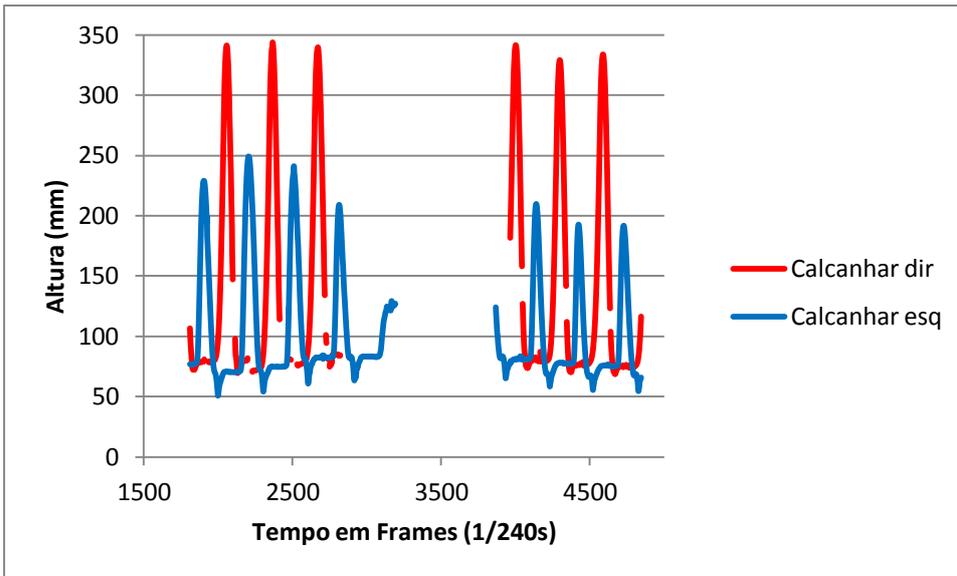


Figura 45 - Altura da passada antes da intervenção (gráfico de dispersão)

Tabela 7 – Resultados às diferenças na altura do calcanhar antes da alteração

Antes alteração		Altura calcanhar (mm)
Most Extreme Differences	Absolute	,177
	Positive	,177
	Negative	-,076
Kolmogorov-Smirnov Z		4,069
Asymp. Sig. (2-tailed)		,000

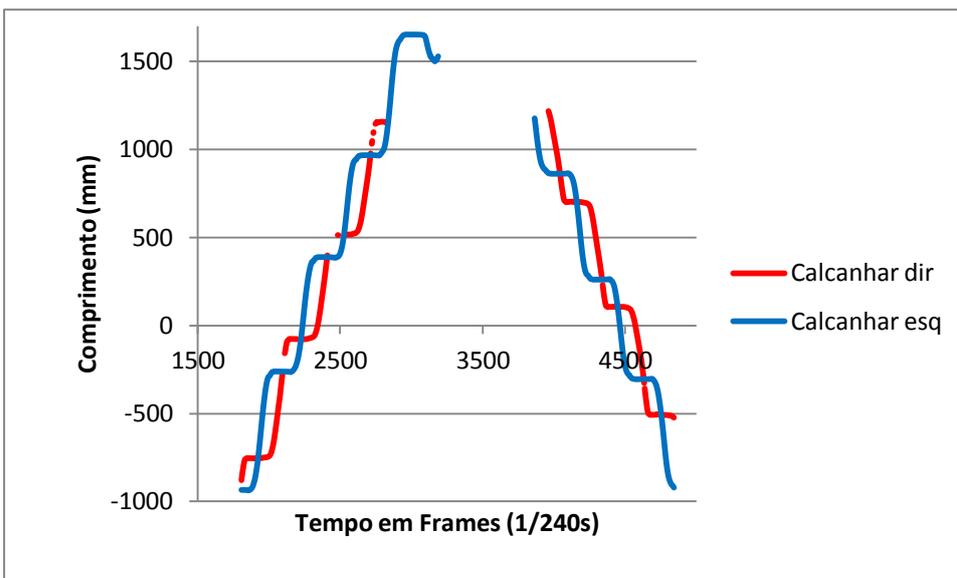


Figura 46 – Comprimento da passada antes da alteração

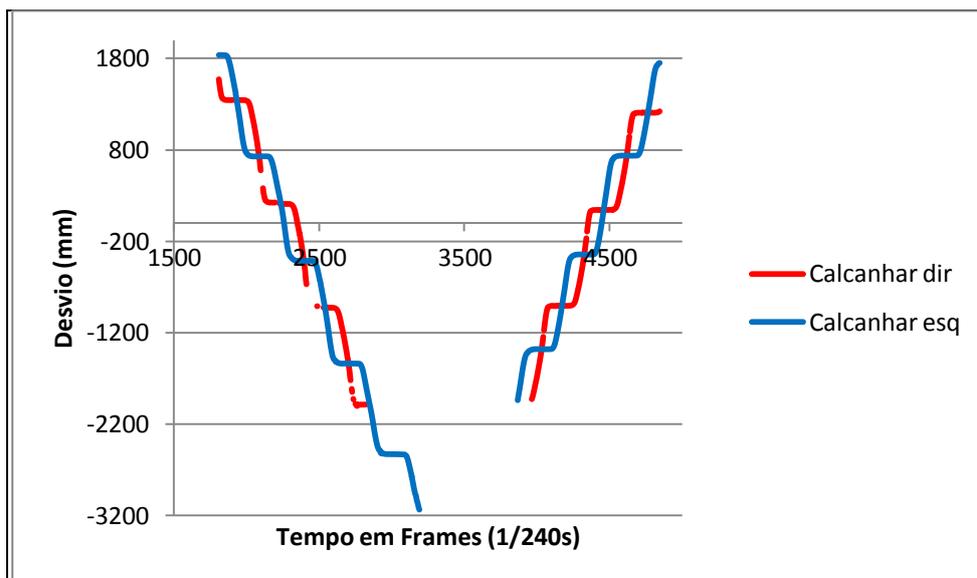


Figura 47 – Desvio da postura ereta antes da alteração

6.4.2. APÓS ALTERAÇÃO DO CALÇADO

Observa-se que o claudicar do jovem praticamente não se verifica. Os dados antropométricos também confirmam a existência de melhorias relativamente à postura ergonómica e antropométrica. A nível de conforto também foi avaliado positivamente pelo próprio utilizador, a nível da distribuição da pressão plantar verificam-se melhorias, quanto à da avaliação pelo sistema *Vicon* os dados em relação à altura do calcanhar apresentam-se mais equilibrados embora ainda existam diferenças significativas (Figura 47), pois a agenesia revela-se acentuada, e portanto, já se antevia que a correção total seria praticamente impossível. Assim sendo, o objetivo inicial era melhorar a marcha, para que as patologias detetadas a nível da estrutura óssea, fossem atenuadas e se possível revertidas, melhorando a distribuição da pressão plantar. Para a análise estatística a ANOVA é a técnica estatística adequada para o estudo em causa desde que se verifiquem os seguintes pressupostos: as observações dentro de cada tratamento são normalmente distribuídas; As observações devem ser independentes entre si; Homoscedasticidade ou homogeneidade da variância.

Dado que a análise irá ser efetuada através do software estatístico, todos estes pressupostos poderão ser avaliados à posteriori através da análise de diagnóstico do modelo, isto é, efetuando a análise dos resíduos para validação do modelo encontrado. “Modelo 1” - Numa primeira abordagem entrar-se-á com todos os valores das medições, 4668 observações (Tabela 8). Para este modelo o valor do coeficiente de determinação é de $r^2=0,185$, o que significa que o modelo

considerado engloba apenas 18,5% da variabilidade total, pelo que terá de ser efetuada uma nova análise com remoção de possíveis “outliers”, até o modelo estabilizar. Ao fim de 6 repetições os valores resultantes da eliminação de pontos que verificam a condição residual (resíduos de *Student* entre -2 e 2) são 3050 observações. O modelo final ostentou novos resultados (Tabela 9).

Uma vez que o $p \approx 0$, indicando a existência de diferenças significativas no valor médio da altura quer devido à alteração (calçado), à lateralidade (pé direito pé esquerdo) e ainda à interação destes dois fatores, relativamente à altura do calcanhar na passada. Os valores médios da altura de calcanhar são significativamente superiores antes da alteração quando comparados com o após, e também no sentido de que o esquerdo apresenta valores significativamente inferiores quando comparados com o direito. Este resultado pode ser visualizado no gráfico da figura 49.

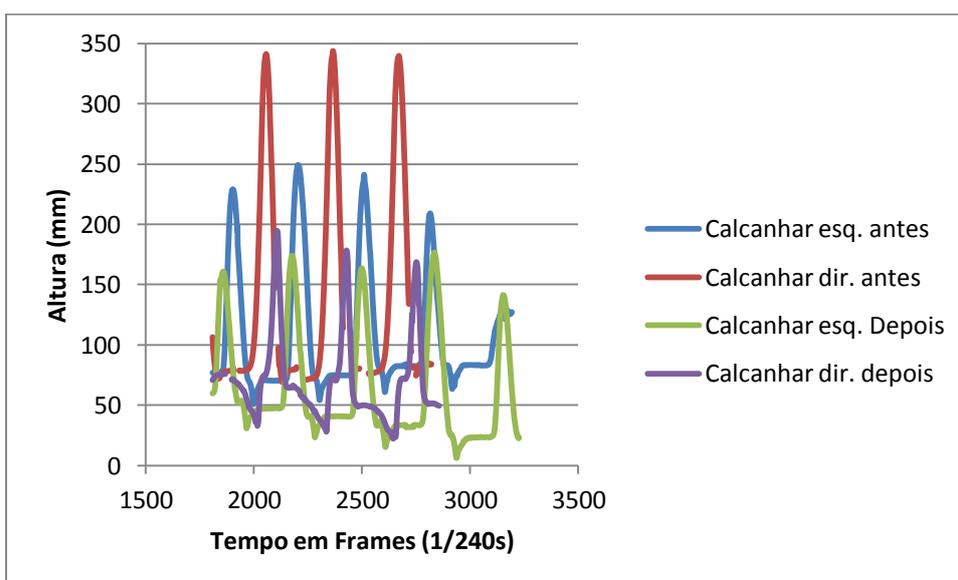


Figura 48 – Comparação da altura da passada com referência ao calcanhar

Tabela 8 – ANOVA para o conjunto inicial de dados (altura da passada)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Alteração	3189458,917	1	3189458,917	979,065	,000
Calcanhar	342797,562	1	342797,562	105,228	,000
Alteração * Calcanhar	109312,984	1	109312,984	33,556	,000
Error	15196976,577	4665	3257,658		
Total	18638507,965	4668			

a. R Squared = ,185 (Adjusted R Squared = ,184)

Tabela 9 – ANOVA para o conjunto final de dados (altura da passada)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Alteração	678922,587	1	678922,587	8504,062	,000
Calcanhar	111949,284	1	111949,284	1402,257	,000
Alteração * Calcanhar	72113,175	1	72113,175	903,277	,000
Error	243177,683	3046	79,835		
Total	1217158,717	3049			

a. R Squared = ,800 (Adjusted R Squared = ,800)

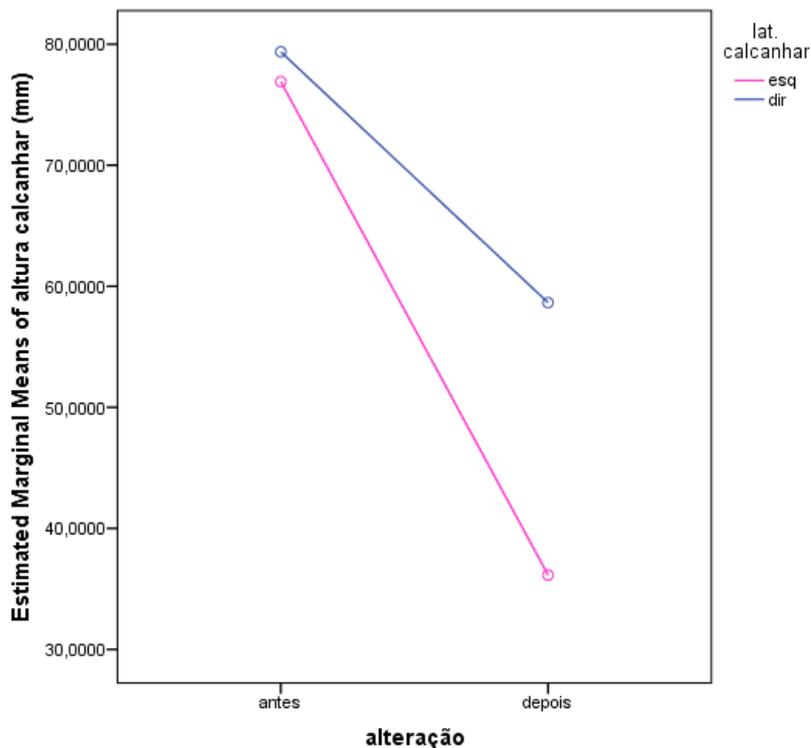


Figura 49 – Comparação antes e após alteração e pé esquerdo e pé direito (altura da passada)

Os valores em relação ao comprimento da passada não apresentam melhorias, embora pelo gráfico de regressão linear (Figura 50), pareça ostentar menos diferença entre o pé direito e o pé esquerdo no comprimento do passo. Este constrangimento pode existir devido à inexperiência do jovem em relação à nova condição para executar a marcha, e o ajuste postural possa ter ocorrido de uma forma voluntária e não automática, pelo que se sugere algumas sessões de fisioterapia para reaprender a caminhar com esta nova condição. Figueiredo, (2006), num

estudo, onde se pretendia identificar as diferenças na atividade electromiográfica do médio nadegueiro entre uma “posição de repouso” e a realização do semi-passo em idosos institucionalizados praticantes de atividade física regular, concluiu que, quando solicitada uma atividade mais complexa, os idosos apresentavam valores electromiográficos superiores em repouso, pressupondo um ajuste postural voluntário e não automático (Figueiredo, 2006).

A análise estatística foi semelhante à anterior, numa primeira abordagem entrar-se-á com todos os valores das medições, 4628 observações (Tabela 10). Para este modelo, o valor do coeficiente de determinação é de $r^2=0,186$, o que significa que o modelo considerado engloba apenas 18,6% da variabilidade total, pelo que terá de ser efetuada nova análise com remoção de possíveis “outliers”, até o modelo estabilizar. Ao fim de 6 repetições os valores resultantes da eliminação de pontos que verificam a condição residual (resíduos de *Student* entre -2 e 2) são 4453 observações. O modelo final apresentou novos resultados (Tabela 11).

Uma vez que o $p \approx 0$, indicando a existência de diferenças significativas no valor médio do comprimento quer devido à alteração (calçado), lateralidade (pé direito pé esquerdo) e ainda à interação destes dois fatores em relação ao comprimento da passada. Estas alterações são no sentido de que os valores médios do comprimento da passada pelo calcanhar, são significativamente superiores antes da alteração quando comparados com o após, e também no sentido de que o pé esquerdo apresenta valores significativamente superiores quando comparados com o direito antes da alteração. Após alteração o pé esquerdo apresentou valores inferiores ao pé direito. Este resultado pode ser visualizado no gráfico da figura 51.

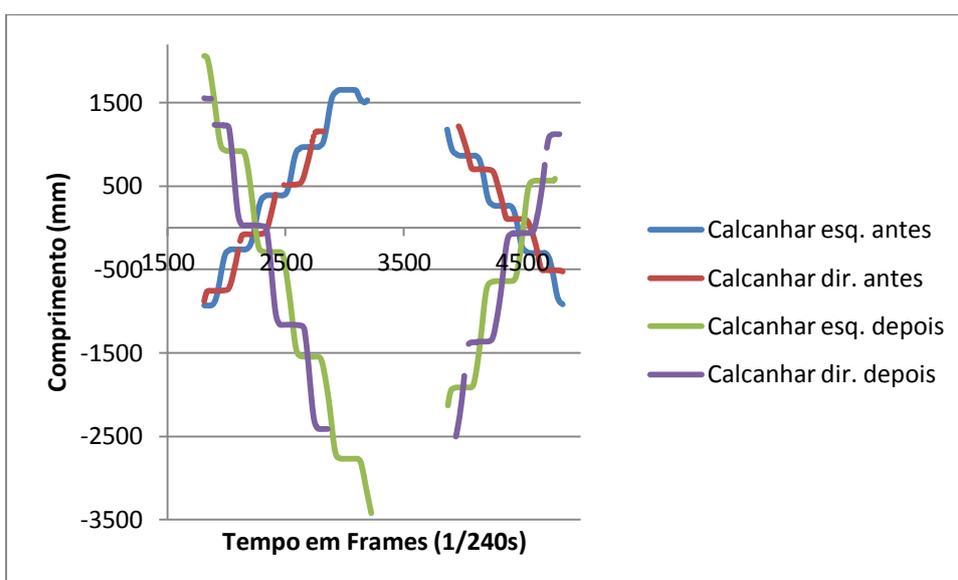


Figura 50 - Comparação do comprimento da passada antes e depois

Tabela 10 - ANOVA para o conjunto inicial de dados (Comprimento da passada)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Alteração	904931784,354	1	904931784,354	694,450	,000
Calcanhar	4353279,756	1	4353279,756	3,341	,068
Alteração * calcanhar	214656953,423	1	214656953,423	164,729	,000
Error	6026799002,750	4625	1303091,676		
Total	7405742871,289	4628			

a. R Squared = ,186 (Adjusted R Squared = ,186)

Tabela 11 - ANOVA para o conjunto final de dados (Comprimento da passada)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Alteração	1016417138,867	1	1016417138,867	924,093	,000
Calcanhar	20674,952	1	20674,952	,019	,891
Alteração * calcanhar	277460576,748	1	277460576,748	252,258	,000
Error	4894590225,907	4450	1099907,916		
Total	6437028429,221	4453			

a. R Squared = ,240 (Adjusted R Squared = ,239)

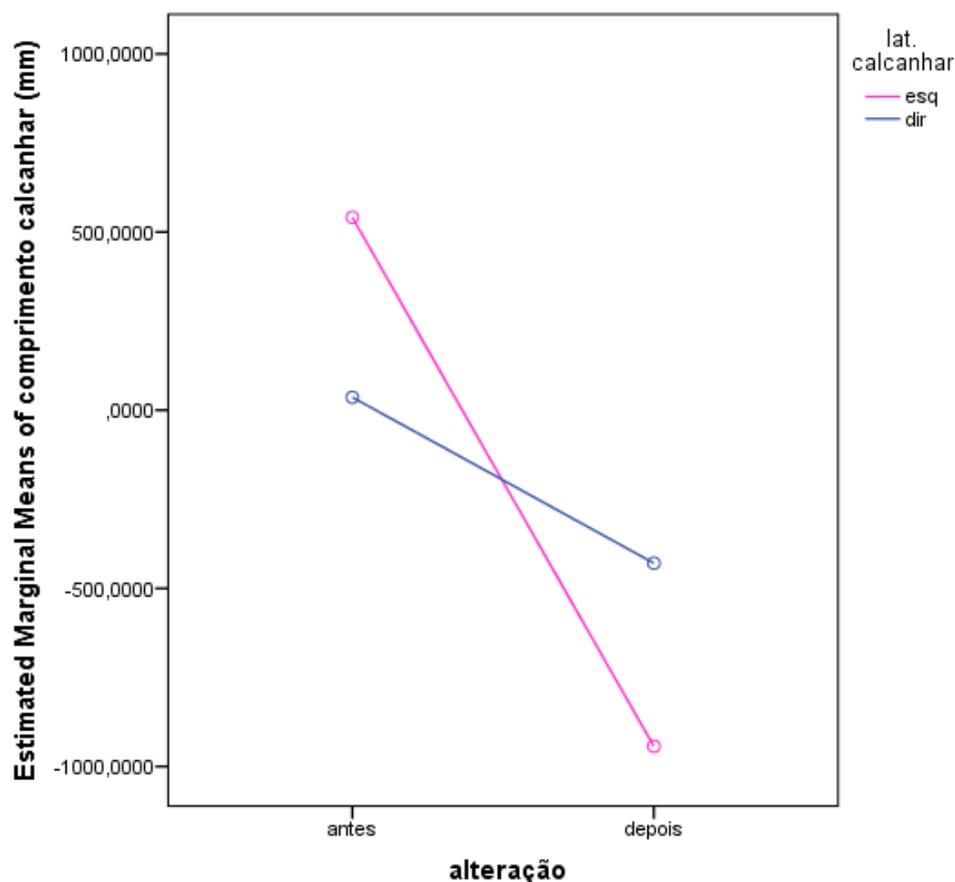


Figura 51 - Comparação antes e após alteração e pé esquerdo e pé direito (comprimento da passada)

A análise do desvio postural apresenta melhorias, embora diminutas, podem ser visualizadas no gráfico de dispersão linear (Figura 52). Essa melhoria pode estar relacionada com a diminuição do claudicar. As melhorias na falta de transferência de carga, demonstradas na análise das forças por palmilhas de pressão, evidenciam aperfeiçoamento na distribuição da pressão plantar.

Na análise estatística os valores iniciais das medições foram, 4629 observações (Tabela 12). Para este modelo o valor do coeficiente de determinação é de $r^2=0,161$, o que significa que o modelo considerado engloba apenas 16,1% da variabilidade total, pelo que terá de ser efetuada nova análise com remoção de possíveis “*outliers*”, até o modelo estabilizar. Similarmente aos anteriores, ao fim de 6 repetições os valores resultantes da eliminação de pontos que verificam a condição residual (resíduos de *Student* entre -2 e 2) são 3917 observações. O modelo final ostentou novos resultados (Tabela 13).

O $p \approx 0$, indica a existência de diferenças significativas no valor médio do desvio da posição ereta quer devido à alteração (calçado), lateralidade (pé direito pé esquerdo) e ainda à interação destes dois fatores em relação ao desvio na postura. Estas alterações são no sentido de que, os valores médios do desvio na posição ereta medido pelo calcanhar diferem, embora o lado direito se apresente semelhante. Contudo o lado esquerdo ostenta um aumento significativamente superior após a alteração, ficando muito próximo dos valores do lado direito. Este resultado pode ser visualizado no gráfico da figura 53.

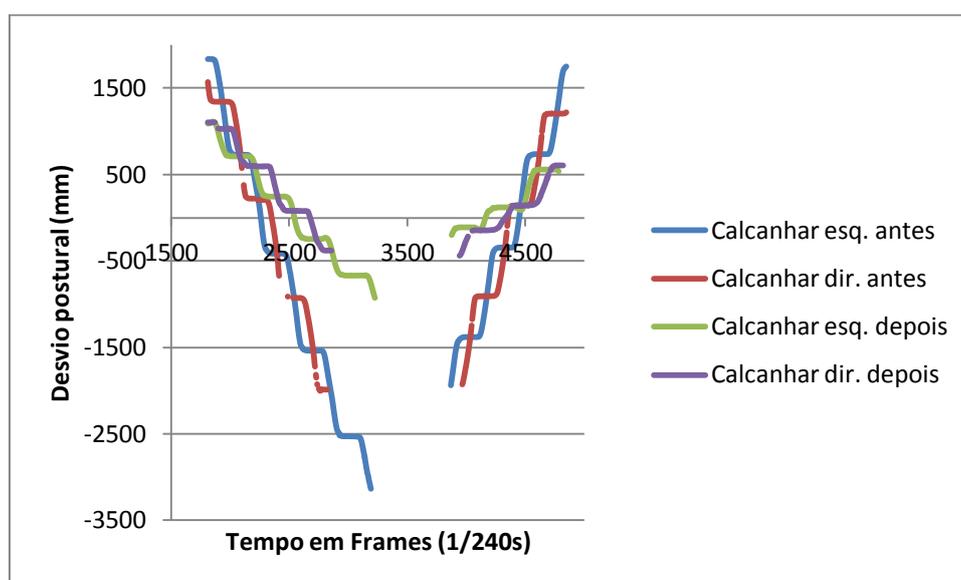


Figura 52 - Comparação do desvio da posição ereta antes e após alteração

Tabela 12 - ANOVA para o conjunto inicial de dados (desvio)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Alteração	415236763,871	1	415236763,871	425,256	,000
Calcanhar	300591472,761	1	300591472,761	307,844	,000
Alteração * calcanhar	42074655,793	1	42074655,793	43,090	,000
Error	4517013428,551	4626	976440,430		
Total	5380803511,599	4629			

a. R Squared = ,161 (Adjusted R Squared = ,160)

Tabela 13 - ANOVA para o conjunto final de dados (desvio)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Alteração	530289025,568	1	530289025,568	1232,974	,000
Calcanhar	1089743047,272	1	1089743047,272	2533,760	,000
Alteração * calcanhar	537287456,591	1	537287456,591	1249,246	,000
Error	1683369223,022	3914	430089,224		
Total	3713710289,820	3917			

a. R Squared = ,547 (Adjusted R Squared = ,546)

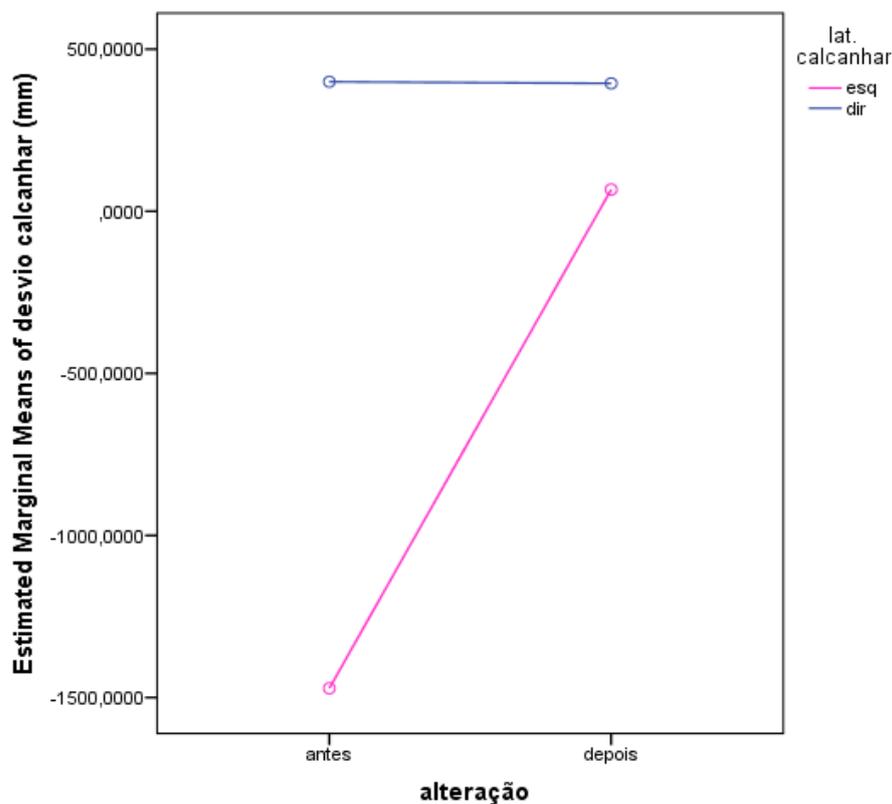


Figura 53- Comparação antes e após alteração e pé esquerdo e pé direito (desvio na passada)

Sintetizando, a avaliação cinemática da marcha pelo sistema *Vicon* evidencia uma ligeira melhoria. Os valores em relação à altura do calcanhar apresentam-se mais equilibrados embora ainda existam diferenças significativas.

A nível do comprimento da passada não se evidenciam melhorias, embora pareça haver uma diferença entre o pé direito e o pé esquerdo no comprimento do passo. Este constrangimento pode existir devido à inexperiência do jovem em relação à nova condição para executar a marcha, e o ajuste postural pode ter ocorrido de uma forma voluntária e não automática, pelo que se sugere algumas sessões de fisioterapia para obrigar a uma nova aprendizagem da marcha, de modo a que esses sinais cheguem ao sistema nervoso e as novas alterações fossem assimiladas (Figueiredo, 2006).

Na análise do desvio postural verificaram-se algumas melhorias, embora sejam diminutas, pois pela visualização do gráfico de dispersão linear verifica-se uma pequena melhoria (Figura 45). Essa melhoria pode estar relacionada com a diminuição do claudicar. As melhorias na falta de transferência carga, demonstradas na análise das forças por palmilhas de pressão, evidenciam um aperfeiçoamento na distribuição da pressão plantar.

6.5. Análise e Discussão de Resultados por Palmilhas de Pressão

6.5.1. ANTES DA ALTERAÇÃO DO CALÇADO

Nesta análise cinética, inicialmente avaliou-se a comparação entre o pé esquerdo e o pé direito antes da alteração nas botas, como a distância a percorrer no laboratório era limitada e durante a mudança de itinerário aparecem quebras quer no comprimento da passada bem como na pressão a realizar durante a rotação do corpo para a mudança de sentido, motivo pelo qual só foram avaliados 7 passos para cada pé, logo 7 passadas.

A distribuição plantar na palmilha difere muito do pé esquerdo para o pé direito (Figura 54), o pé esquerdo no gráfico de dispersão apresenta-se com a linha em contínuo e o pé direito com a linha em tracejado. O pé esquerdo aplica muita força na zona do calcanhar, enquanto o pé direito aplica mais força na planta do pé, na zona dos metatarsos. Já era esperado que ocorresse dessa forma no pé esquerdo, uma vez que o jovem devido à patologia, posiciona com muita força o calcanhar e quando vai a terminar o passo não aplica força na zona dos

metatarsos, pois como praticamente não mexe os dedos e também não possui força suficiente para realizar o deslocamento com essa parte do pé, (empurrar o chão com o dedo grande, (Figura 57 e 59)), verificando-se falta de transferência de carga entre os membros inferiores. Este resultado vem de encontro com os resultados da avaliação por Raio X, onde os radiogramas às extremidades dos pés parecem denunciar certo grau de hipoplasia do terceiro e quarto metatarsianos à esquerda e eventual pé aducto (Sarmiento, 2012). Portanto, o comprimento do passo direito é acentuadamente diminuto (Figura 55) devido à falta de força na parte da frente do pé esquerdo, quando o pé direito pousa a superfície com o calcanhar (o primeiro apoio é realizado no contato inicial do calcanhar ao solo) e faz o ciclo da marcha completo, verifica-se que aplica mais força na zona dos metatarsos para compensar a falta de força na parte da frente do pé esquerdo durante a passada. Então como tem mais sustentação aquando a fase de apoio do pé direito (dá-se o aplainamento do pé e o contato total do pé), o pé esquerdo é projetado para a frente com mais força e origina um passo mais longo que o passo direito. Através da imagem em 3D dos sensores no gráfico relativo ao pé esquerdo, visualiza-se que só a parte de trás do pé é que efetua carga e na parte da frente só mesmo o sensor 3 (que se encontra situado no centro dos metatarsos) apresenta carga, embora em escala reduzida. O pé direito apresenta uma distribuição da pressão plantar em todos os sensores, embora se verifique a existência de mais pressão na zona dos metatarsos.

Os pontos mais evidentes onde existe uma elevada dissimetria em relação à distribuição da pressão plantar entre o pé esquerdo e o pé direito localizam-se nos sensores 5 do pé esquerdo e nos sensores 1 e 3 do pé direito. O sensor 5 do pé esquerdo (localizado no calcanhar) no primeiro pico apresenta uma diferença de pressão superior ao pé direito de 33,16% e, no segundo pico a diferença é ainda mais acentuada com 60,53%, também superior ao pé direito (Figura 56). Isto ocorre devido à carga no pé esquerdo se efetuar praticamente toda no calcanhar, então apresentam-se dois picos para o mesmo sensor, pois é com o calcanhar que faz quase toda a fase de apoio na mudança de pé durante a marcha (transferência de carga).

No pé direito, a diferença de pressão mais acentuada verifica-se no sensor 3 que fica localizado no meio dos metatarsos apresenta uma diferença de 89,68% a mais que o pé esquerdo (Figura 58) e, no sensor 1 uma diferença de 100% (Figura 57), ou seja, o pé esquerdo não realiza carga no metatarso I, que fica no alinhamento do dedo grande, em contrapartida o pé direito é no sensor 3 (metatarso II) e no sensor 1, (metatarso I) que exerce mais pressão, pela razão anteriormente referida.

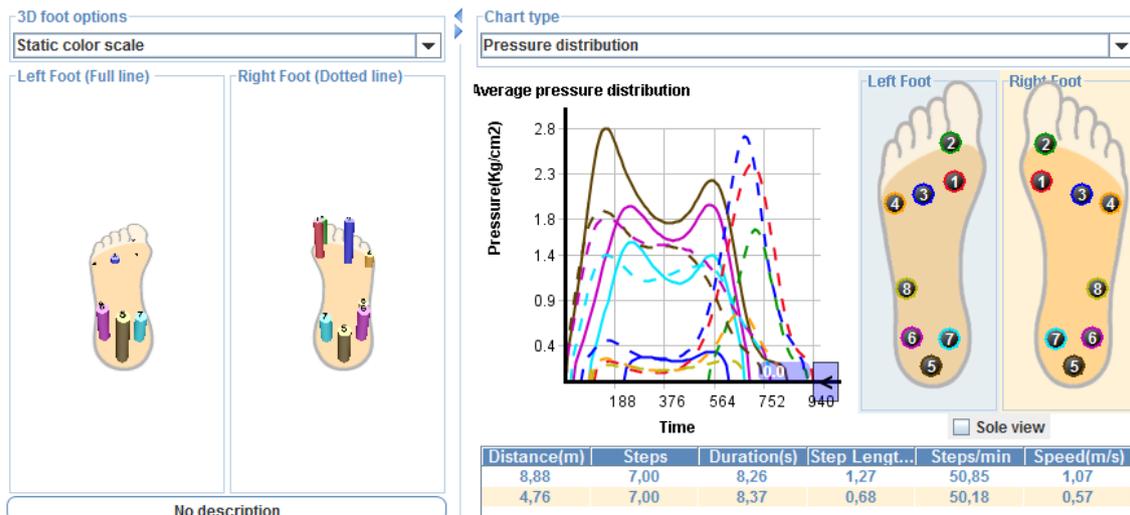


Figura 54 - Avaliação da pressão para ambos os pés antes da alteração do calçado (esquerdo - linha contínua e direito - linha tracejada)

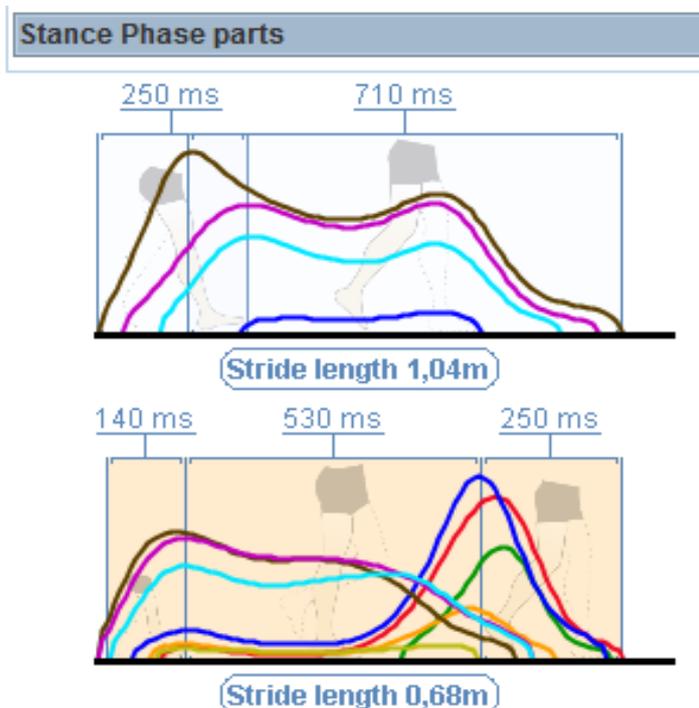
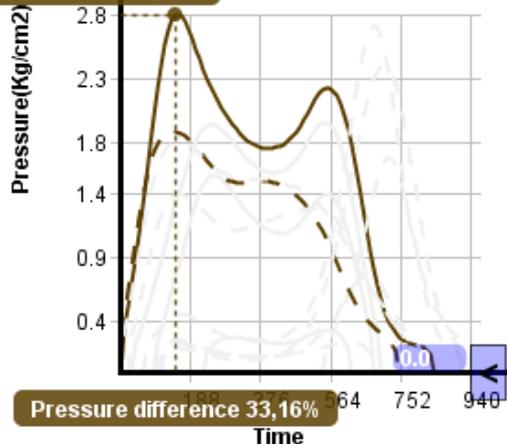


Figura 55 – Faseamento postural de ambos os pés antes da alteração (esquerdo - sem cor e direito - bege)

Time: 147 ms
 Pressure: 2.8 Kg/cm²



Average pressure distribution

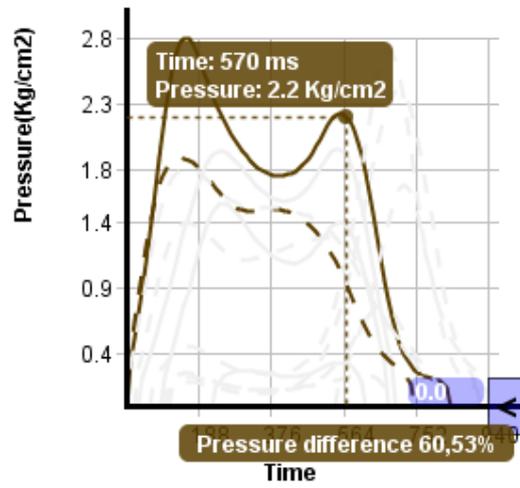


Figura 56 - Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar esquerdo (linha contínua) e direito (linha tracejada))

Average pressure distribution

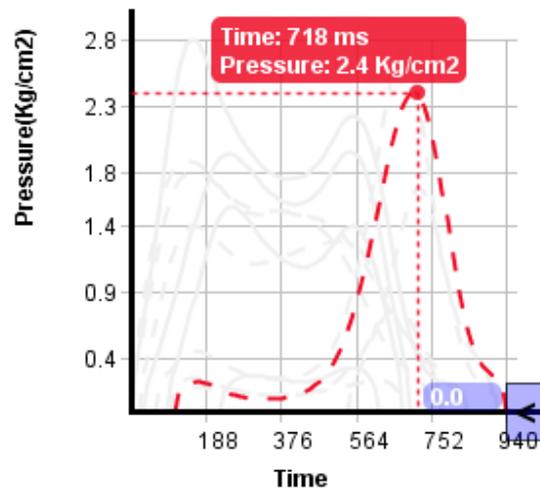


Figura 57 - Diferenças de pressão no sensor 1

Average pressure distribution

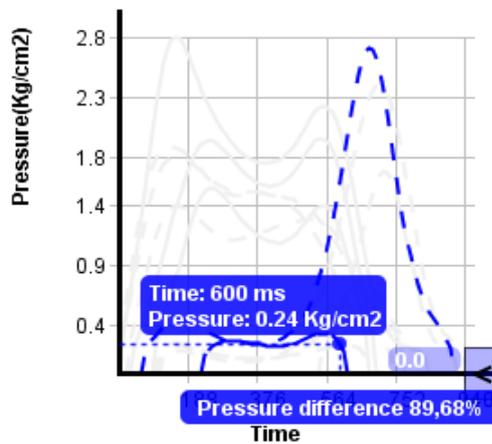


Figura 58 - Diferenças de pressão no sensor 3

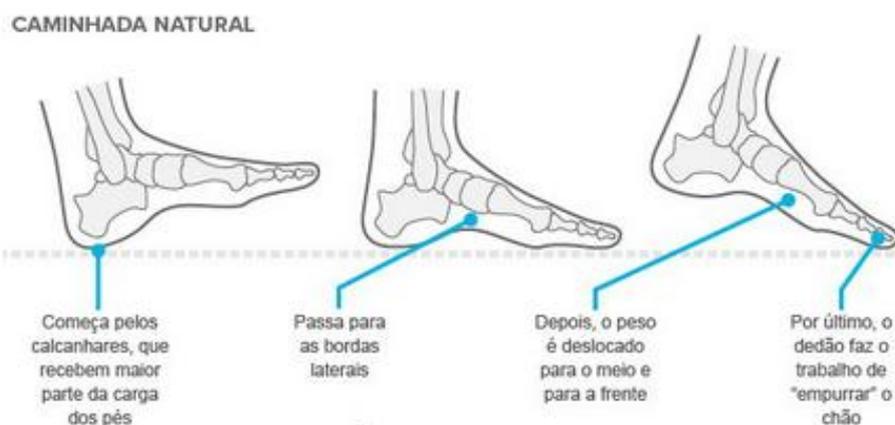


Figura 59 - Representação de marcha normal (adaptado Túlio Diniz, 2012)

6.5.2. COMPARAÇÃO PÉ ESQUERDO COM PÉ DIREITO APÓS ALTERAÇÃO DO CALÇADO

A avaliação após a alteração das botas realizou-se do mesmo modo e através dos dados fez-se uma análise comparativa, inicialmente relativa às diferenças entre o pé esquerdo e o pé direito após alteração, posteriormente comparou-se o pé esquerdo antes da alteração, com o pé esquerdo após alteração e, analogamente para os pés direitos.

No global, comparando com a análise anterior, verificam-se melhorias na marcha. O pé esquerdo passou a efetuar menos carga no calcanhar (Figura 60), passou de aproximadamente $2,8\text{kg}/\text{cm}^2$ para $1,6\text{kg}/\text{cm}^2$, o segundo pico do sensor 5 quase desapareceu aproximando-se dos valores do pé direito, nos sensores um, três e cinco do pé direito também apresentam uma ligeira diminuição da pressão plantar. O sensor 3 do pé direito antes da alteração passou de $2,7\text{kg}/\text{cm}^2$ para $2,3\text{kg}/\text{cm}^2$, após alteração o sensor 1 passou de $2,4\text{kg}/\text{cm}^2$ para $2,0\text{kg}/\text{cm}^2$. Esta diminuição de carga no pé direito deve-se ao fato do pé esquerdo efetuar mais carga durante a marcha, relativamente ao comprimento da passada ainda se verifica diferença acentuada entre o pé esquerdo e o pé direito. O passo apresentou-se mais curto para ambos os pés em relação ao ensaio realizado antes da alteração das botas. Como foram realizados em espaços de tempo diferentes não se consegue explicar muito bem o que se passou relativamente com o comprimento da passada bem como com o fator velocidade da marcha (Figura 61), mas visualmente verificou-se uma marcha mais estável e o claudicar do jovem quase desapareceu.

A diferença de pressão plantar no sensor 5 (calcanhar) no pé esquerdo afigura-se superior ao pé direito em 61,68% (Figura 62), mas esta diferença só se verifica na fase de aproximadamente

50% do passo, o pé esquerdo na fase de apoio e quando o calcanhar devia começar a retirada com a elevação do retro pé, ainda aplica força na zona do calcanhar. O pé direito nessa fase praticamente já não pousa o calcanhar, mas sim a parte plantar do pé, no primeiro pico ficou muito próximo das pressões do pé direito.

O sensor 3 referente ao centro do metatarso apresenta uma diferença superior no pé direito em relação ao pé esquerdo de 82,29% com aproximadamente 2,3kg/cm² de pressão (Figura 63), verificando-se uma ligeira diminuição em comparação à avaliação realizada nos dois pés antes da alteração das botas que apresentou 89,68% de diferença e 2,7kg/cm² de pressão.

No sensor 1 também se verifica diferenças de pressão, 85,06% superior em relação ao pé esquerdo (Figura 64). Na comparação dos dois pés antes da alteração também apresentou uma ligeira diminuição, antes apresentava 100% de diferença, ou seja, esse sensor nem foi visualizado, pois não foi efetuada carga nesse ponto do pé. A pressão também diminuiu no pé direito que passou de 2,4kg/cm² para 2kg/cm².

Esta diminuição de pressão no sensor 1 e no sensor 3 justifica-se devido à existência de uma transferência de carga, embora ligeira, do pé direito para o pé esquerdo. A marcha não ficou simétrica mas observa-se uma ligeira melhoria.

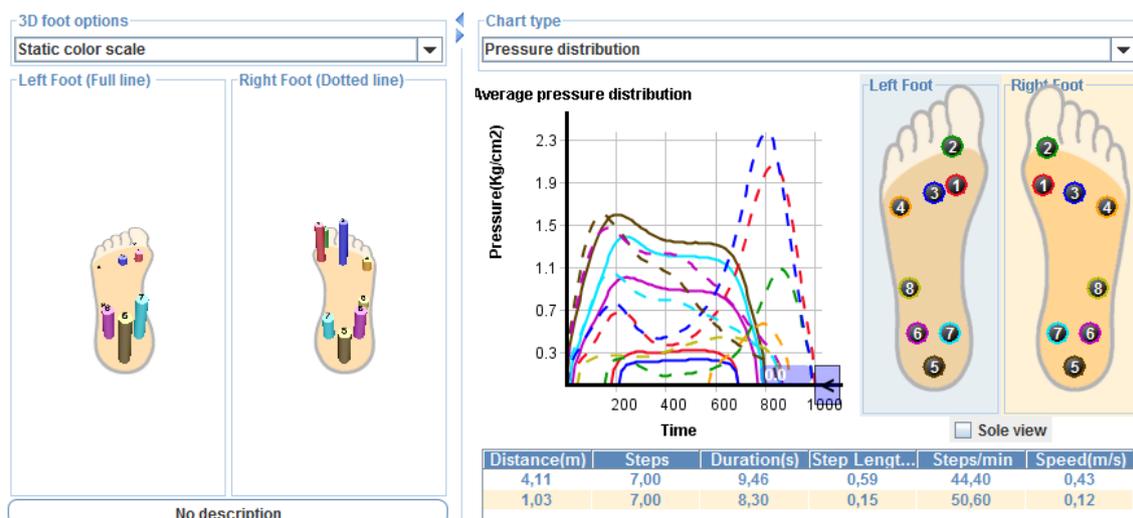


Figura 60 - Avaliação da pressão para ambos os pés após alteração do calçado (esquerdo - linha contínua e direito - linha tracejada)

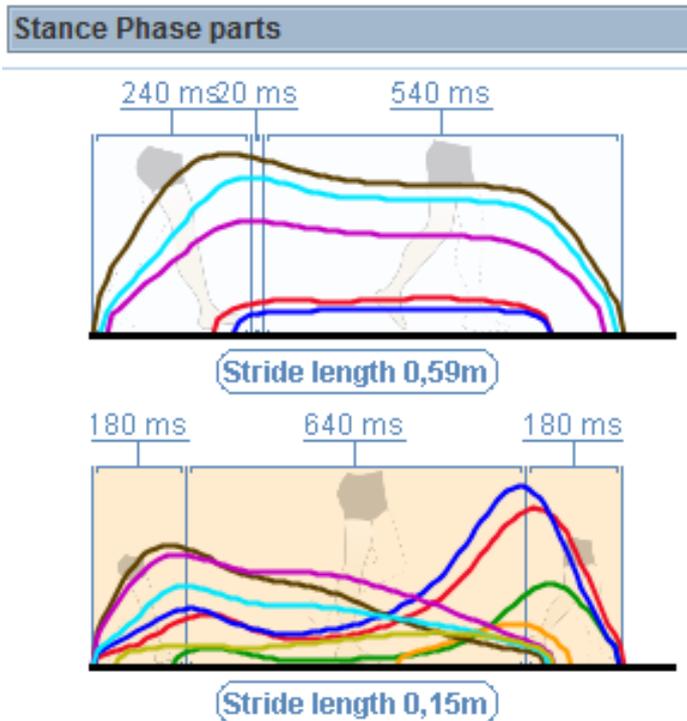


Figura 61 - Faseamento postural de ambos os pés após alteração (esquerdo - sem cor e direito - bege)

Average pressure distribution

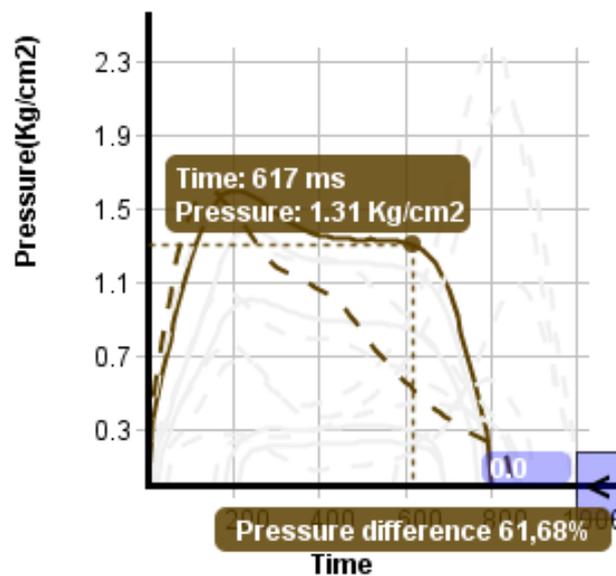


Figura 62 - Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar esquerdo e direito)

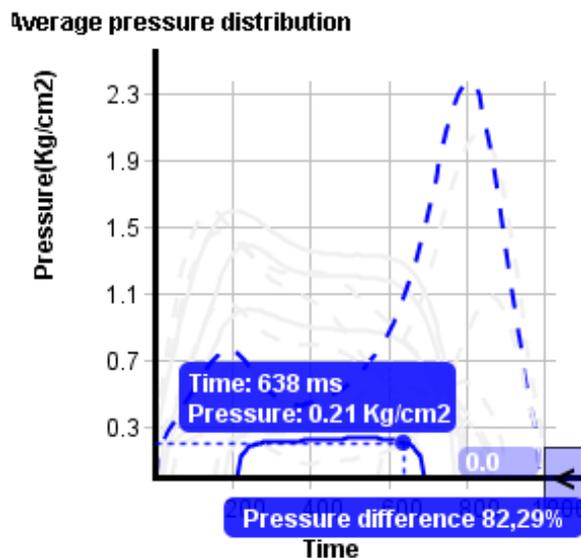


Figura 63 - Diferenças de pressão no sensor 3

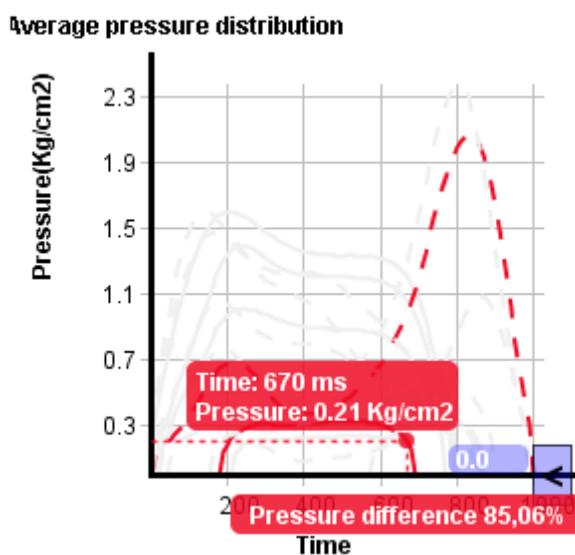


Figura 64 - Diferenças de pressão no sensor 1

6.5.3. COMPARAÇÃO PÉ ESQUERDO ANTES E PÉ ESQUERDO APÓS ALTERAÇÃO

O pé esquerdo devido à patologia associada carece de uma atenção reforçada. Na comparação dos dois pés esquerdos antes e depois, constata-se que nem todos os sensores foram detetados durante todo o ensaio, o que comprova a falta de robustez deste membro inferior, pois não chega a pousar essa parte do pé no solo, essencialmente ao nível da marcha. Verifica-se que no pé esquerdo antes da alteração do calçado dos 8 sensores existentes só 4 apresentam dados

sobre pressão plantar. Os sensores que ficaram inativos foram o 1, o 2, o 4 e o 8, o sensor 3 aparece mas com valores de pressão muito reduzidos como se poderá constatar no gráfico 3D (Figura 65).

O pé esquerdo após alteração das botas apresenta uma redução de carga junto do calcanhar e um ligeiro aumento de carga na zona plantar do pé. Ao elevar a bota corrigindo a postura em conjunto com a palmilha que acondicionou o pé e permitiu um ajustamento adequado do pé à bota, tornou o pé mais funcional.

O sensor 3 apresenta um pequeno acréscimo de carga e o sensor 1 aparece operacional com uma pressão aproximadamente de $0,3\text{kg}/\text{cm}^2$, valor semelhante ao sensor 3, embora em pequena escala mas bastante significativa devido à agenesia existente que se encontra essencialmente localizada nessa zona do pé. Como o tendão de Aquiles é que permite a postura em pontas dos pés, e neste caso específico esse tendão encontra-se pouco operacional, faz com que a zona dos metatarsos seja menos funcional. A transferência de tendões de parte do tendão do perónio para o de Aquiles teve bastante sucesso, mas como esperado não ficou a 100%. O fato do tibial posterior não apresentar funcionalidade também prejudica muito a marcha, o que torna praticamente impossível uma correção total a nível de intervenção em calçado.

No sensor 5, antes da alteração, apareciam dois picos, um no início do passo e outro a meio, verificando-se uma redução da pressão plantar junto do calcanhar, apresentando uma discrepância de pressão de 42,49% na zona do calcanhar (Figura 68), valor bastante considerável. Acompanhando o gráfico de dispersão observa-se uma redução faseada da pressão no calcanhar até ao final do passo, isto deve-se ao fato de a zona dos metatarsos se apresentar mais funcional. Essa alteração permitiu uma atenuação da pressão na zona do calcanhar trazendo mais estabilidade para o pé durante a marcha.

O sensor 6 na análise antes também apresentava dois picos que acompanhavam o alinhamento do sensor 5 mas, com menos intensidade a nível de pressão. Essa redução de pressão fica localizada na zona externa do calcanhar, o pé esquerdo antes em comparação com a análise posterior apresentou uma diferença de pressão de 54,48% (Figura 67), também nesta zona do pé se verifica um decréscimo faseado da pressão ao longo do passo (Figura 66).

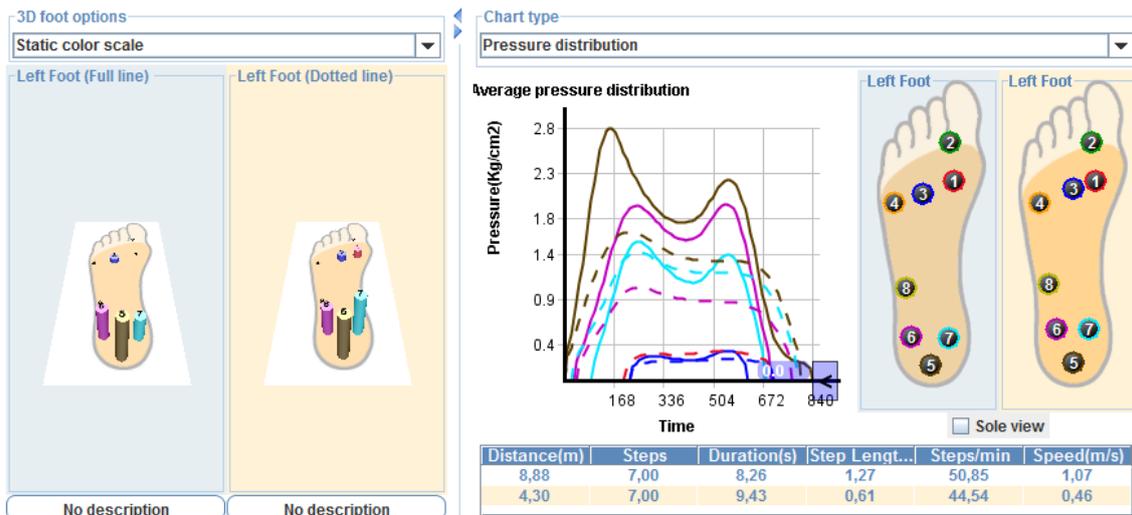


Figura 65 - Comparação da pressão do pé esquerdo (antes-linha contínua) e esquerdo (após-linha tracejada)

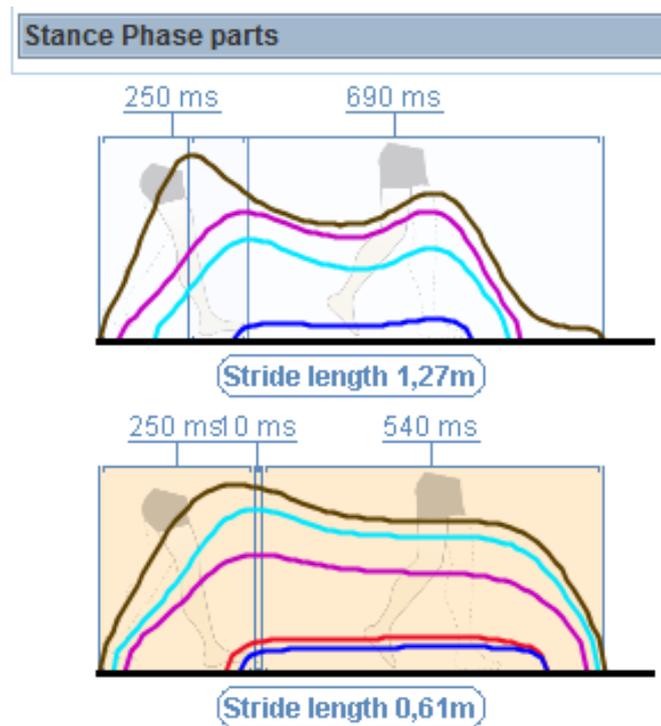


Figura 66 - Faseamento postural de ambos os pés esquerdos (antes - sem cor e após - bege)

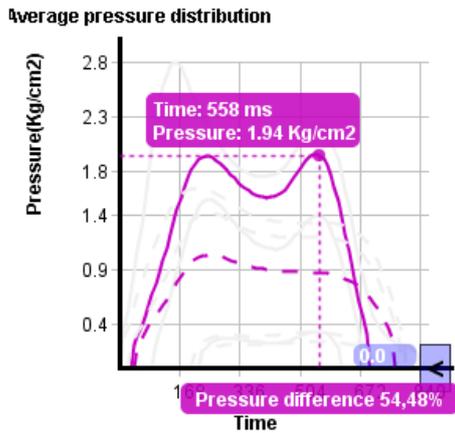


Figura 67 - Diferenças de pressão no sensor 6 (diferenças entre calcanhar esquerdo e esquerdo)

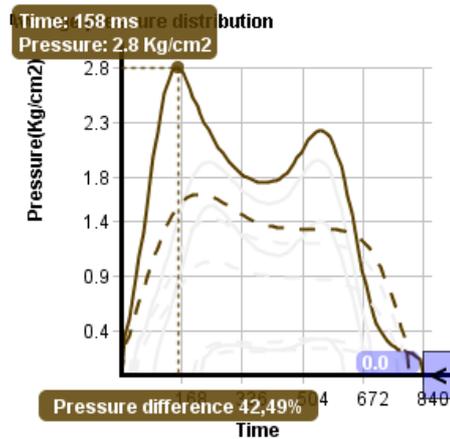


Figura 68 - Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar esquerdo e esquerdo)

6.5.4. COMPARAÇÃO PÉ DIREITO ANTES COM PÉ DIREITO APÓS ALTERAÇÃO

Na comparação dos resultados obtidos entre os pés direitos, verifica-se algumas diferenças na distribuição da pressão plantar em quase todos os pontos em estudo (Figura 69). Na zona dos metatarsos afere-se uma ligeira redução de pressão, parte onde o pé exerce mais carga, devido à descompensação existente no passo produzido pelo pé esquerdo essa diferença apresenta-se significativa no sensor 1, 2, 3 e 7.

A diferença de pressão no sensor cinco apresenta-se quase insignificante com 8,81% (Figura 72). No sensor 7 que fica localizado na zona lateral interna do calcanhar, verifica-se uma redução de carga de 26,21% (Figura 71), não é muito expressivo, embora no global se comprove que o pé direito aplicava mais força na parte interna do pé desde o calcanhar até ao dedo grande, isto ocorre devido à necessidade de restabelecer o equilíbrio durante a marcha.

Após alteração das botas verifica-se uma ligeira diminuição junto do calcanhar, sendo essa diminuição mais acentuada junto aos metatarsos e ao dedo grande que tem a função de empurrar o solo e realizar o balanço final durante a passada.

O sensor 1 que se localiza na parte lateral interna dos metatarsos, apresenta uma redução na diferença de pressão de 56,84% (Figura 73). Afere-se que a força a aplicar nessa zona no pé direito, após alteração surge um pouco mais à frente, aproximadamente após 75% da passada, em comparação com o pé direito antes da alteração, onde se pode visualizar um aumento da pressão nesse sensor logo nos 50% da passada, por isso a diferença seja tão acentuada. O

mesmo sucede com o sensor 3 (Figura 74), apresentando uma redução na diferença de pressão de 59,90% e, também, só se verifica aumento da pressão plantar após aproximadamente 75% da passada.

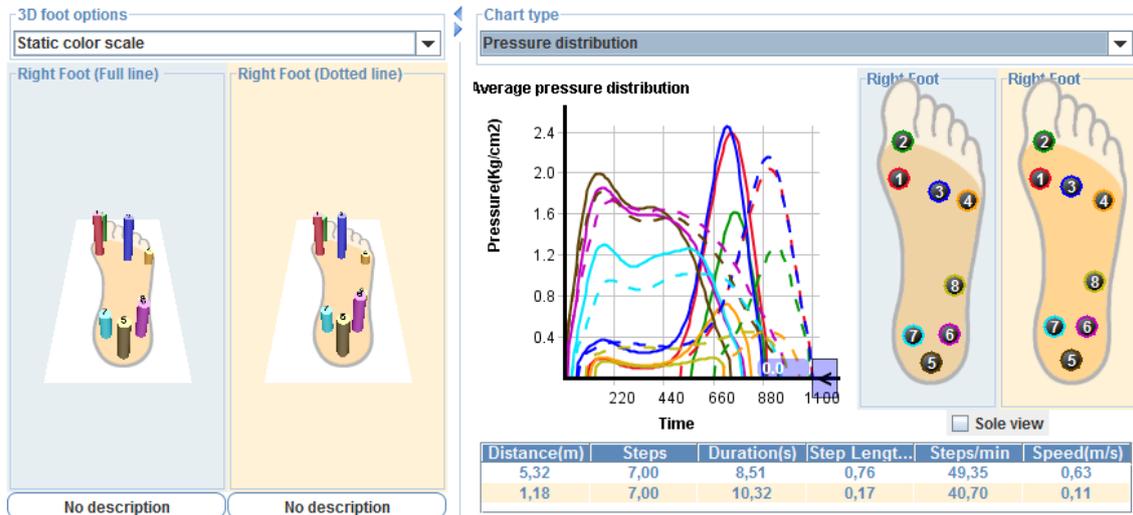


Figura 69 - Comparação da pressão do pé direito (antes-linha contínua) e direito (após-linha tracejada)

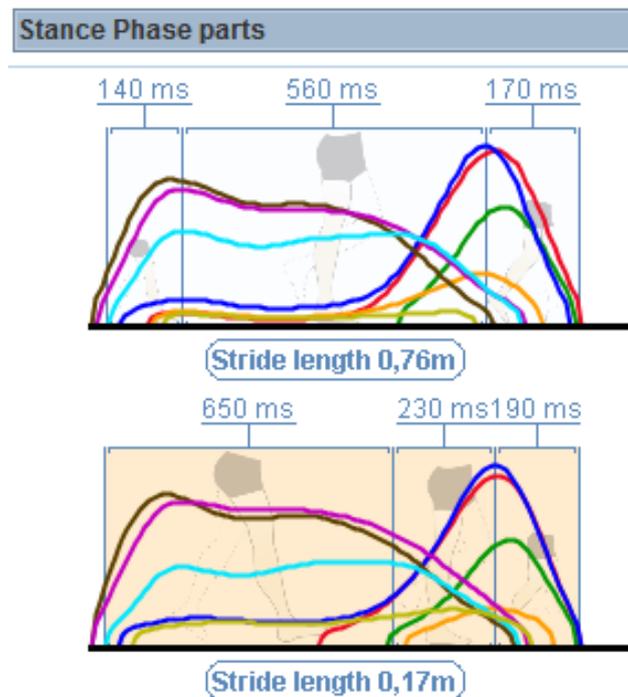


Figura 70 - Faseamento postural de ambos os pés direitos (antes - sem cor e após - bege)

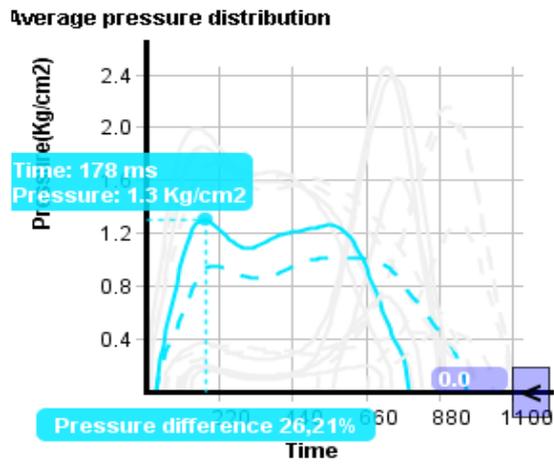


Figura 71 - Diferenças de pressão no sensor 7 (diferenças entre calcanhar direito e direito)

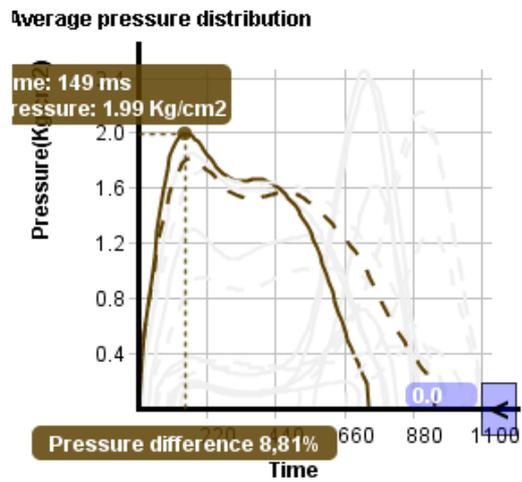


Figura 72 - Diferenças de pressão no sensor 5 (diferenças entre calcanhar direito e direito)

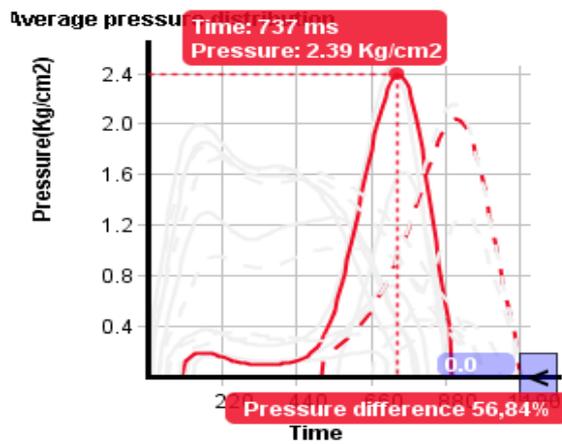


Figura 73 - Diferenças de pressão no sensor 1

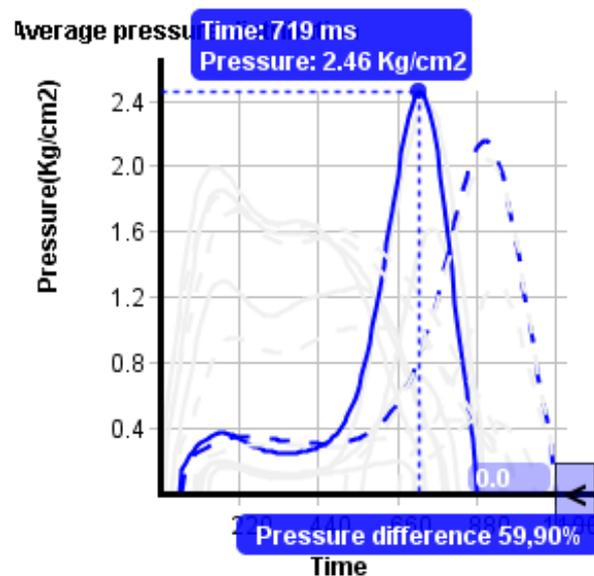


Figura 74 - Diferenças de pressão no sensor 3

No global, a análise da marcha por palmilhas de pressão, apresenta melhorias na distribuição da pressão plantar, tendo reduzido em ambos os pés a carga excessiva de certas zonas do pé.

Na avaliação antes da alteração os pontos mais evidentes onde existiam elevada dissimetria em relação à distribuição da pressão plantar, na comparação do pé esquerdo com o pé direito, a pressão elevada localiza-se no sensor 5 do pé esquerdo, nos sensores (1,2,4 e 8) verifica-se ausência de valores de pressão. No pé direito demonstrou pressão mais elevada nos sensores 1 e 3. Como já foi referido, isto sucede devido à patologia do jovem que realiza a marcha na posição de pronação calcânea com o pé esquerdo. Razão pela qual não se verifica valores nos sensores do medio pé e nos metatarsos, onde se realiza a fase de apoio e no final a fase de balanço, como não o faz, aplica a carga no calcanhar, dá o passo direito mais curto e este para contrabalançar a ocorrência aplica mais pressão na zona dos metatarsos.

O pé esquerdo, após alteração das botas, apresenta uma redução de carga junto do calcanhar. Antes da alteração apareciam dois picos, um no início do passo e outro a meio do passo. Na zona plantar do pé, referente ao metatarso II, verifica-se um ligeiro aumento de carga, e na zona do metatarso I (que fica no alinhamento do dedo grande do pé) aparece operacional, embora apresente pressão plantar reduzida. Após alteração da botas e ao altear a bota na sola, permitiu alguma correção na postura, em conjunto com a palmilha que acondicionou o pé e permitiu um ajustamento adequado do pé à bota, tornou o pé mais funcional.

O pé direito também apresenta melhorias na pressão plantar, através da diminuição de pressão

no sensor 1 e no sensor 3. Fato que se justifica devido à existência de uma transferência de carga, embora ligeira, do pé direito para o pé esquerdo. A marcha não ficou simétrica mas observou-se uma ligeira melhoria.

Verificou-se uma diminuição na velocidade, entre o ensaio antes da alteração e o após alteração do calçado. As causas são desconhecidas, embora se desconfie da falta de treinamento do jovem em relação à nova condição de marcha, como já anteriormente referido.

O pé humano encontra-se predisposto ao desempenho inalterável de distintas forças ao nível da superfície plantar, o que faz com que a sua funcionalidade fique por vezes de tal forma condicionada que acabe por permitir a ocorrência de mutações na distribuição da pressão plantar e conseqüente manifestação de patologias e deformidades plantares (Dias, 2011).

Num estudo levado a cabo por Burns *et al.* (2005), realizado para avaliar o efeito de pés cavos e relacionar a dor no pé com a pressão exercida, na avaliação usaram plataformas de pressão do tempo integral. Os resultados indicaram que indivíduos com pé cavo sofrem altos níveis de dor nos pés, estes apresentam elevada carga de pressão plantar em comparação com indivíduos normais, que pode ser devido às altas pressões de curta duração ou a baixas pressões de longa duração. Verificou-se também que a zona dos pés onde é exercida mais pressão é no calcanhar e na planta do pé, apresentando valores de pico semelhantes. Este método mostrou-se útil para o tratamento de pés cavos dolorosos (Burns *et al.*, 2005).

Pela comparação deste estudo com o estudo realizado nesta tese, confirmam-se os dados observados, embora ocorra dissimetria, o pé esquerdo apresenta elevada pressão no calcanhar e pouca força na planta do pé. No pé direito apresentou força por todo o pé mas com mais incidência na planta do pé, razão pela qual apresenta falta de transferência de carga durante a marcha.

6.6. Análise e Discussão de Resultados da Alteração do Calçado

Após realizar as alterações corretivas nas botas, mediu-se as solas e as palmilhas nos diferentes pontos.

O pé direito sem alterações apresenta 36 mm no tacão e 13 mm na meia sola, o pé esquerdo sujeito às alterações ficou com 45 mm no tacão e 23 mm na meia sola, ficando deste modo

com um aumento de aproximadamente 10 mm. A palmilha interna apresenta 10 mm de espessura na zona plantar, na zona do calcanhar apresenta 15 mm de espessura e na parte interna para corrigir o pé aducto tem mais 5 mm, apresentando um total de 20 mm.

No total o acréscimo ficou com 20mm na zona plantar e aproximadamente 30mm na zona do calcanhar.

Estas alterações foram confirmadas e aprovadas pelo utilizador que experimentou e ficou agradado com as alterações a nível da estética, dizendo “nota-se pouco as alterações nas solas, e na parte interna o pé fica bem aconchegado”.

Sole *et al.*, (2010) confirmaram que o uso de uma cunha de 1 mm na zona medial do pé resultou numa diminuição no desempenho na condição com os pés descalços, em comparação com o uso de uma cunha de 1 mm na zona lateral do pé, na mesma condição. O uso de uma cunha num único pé mostrou-se sensível a perturbações de menor gravidade no retro pé. Tal estudo mostrou-se útil na avaliação do desgaste no calçado bem como no seu desempenho.

Num estudo onde se pretendia avaliar o impacto das diferentes configurações dos sapatos em relação ao tornozelo, a análise revelou diferenças significativas no pico da contração muscular, entre a condição descalço e calçado. Os sapatos apresentaram mais diferenças significativas relativamente com as botas de cordões, a bota mostrou maior proteção junto do complexo das articulações do tornozelo (Ramanathan *et al.*, 2011).

Segundo o estudo de Crabtree *et al.*, (2009), o uso de palmilhas personalizadas 3S mostraram funcionalidade nas necessidades biomecânicas, apresentou melhorias e eficácia na marcha, diminuindo o risco de lesão. A prescrição destas palmilhas adapta os vários materiais, faz uma avaliação da distribuição da pressão plantar. A digitalização tridimensional dos pés permite a prescrição de uma palmilha adequada (Crabtree *et al.*, 2009).

As alterações implementadas neste estudo de caso melhoraram a postura, tornou-se num produto ergonómico, tendo-se realizado as alterações de acordo com as necessidades detetadas. Através da avaliação antropométrica verificou-se acentuada correção da postura e similaridade entre os membros inferiores.

O fato das botas serem de cordões e, em simultâneo, possuir uma abertura lateral na zona interna da bota através de um fecho, provou melhorar o calce e concludentemente permitir um ajuste mais adequado.

O resultado final superou as expectativas, devido à diferença existente entre os dois membros inferiores, corrigiu-se as botas de modo a afetarem pouco a aparência externa das mesmas

(Figura 75 e 76). Na parte interna, o pé ficava folgado, essa folga provocava desconforto durante a marcha (Figura 77). Esta situação foi revertida através de alterações corretivas implementadas, que permitiram um ajuste mais adequado, que também se refletiu num aumento do conforto.



Figura 75 – Botas finalizadas perfil Frontal
→ Bota alterada



Figura 76 – Botas finalizadas perfil Posterior
→ Bota alterada



Figura 77 – Botas calçadas antes da alteração



Figura 78 – Botas calçadas após alteração (→ Bota alterada)

7. CONCLUSÃO

A multidisciplinaridade deste trabalho causou, inicialmente, alguns entraves e consequentes desânimos na investigação, que com o decorrer do trabalho foram ultrapassados pela não desistência às constantes negações ou ausência de resposta aos apoios solicitados e pela motivação adicional e pessoal de querer solucionar o problema.

As patologias e dissimetrias foram identificadas e confirmadas. Através do Raio X identificou-se a dissimetria de aproximadamente 29 mm entre os membros inferiores e aparência de pé aducto, a avaliação antropométrica confirmou esse desvio. As alterações foram projetadas baseadas nestes dados.

As alterações corretivas foram implementadas na bota esquerda com um acréscimo de 20 mm na palmilha interna (20 mm na zona do calcanhar, 10 mm na zona plantar) e na sola 10 mm. No total o acréscimo ficou com 20 mm na zona plantar e aproximadamente 30 mm na zona do calcanhar. As alterações corretivas nas botas provaram uma acentuada melhoria a nível antropométrico, corrigindo a postura, ao elevar aproximadamente 30 mm no pé esquerdo, a coluna tende a restabelecer a posição natural, de modo a que a escoliose detetada por Raio X, não avance e até possa esvanecer.

A nível de conforto, as botas produzidas mostraram ser bem aceites pelo utilizador, tendo sido classificadas como confortáveis, por serem de cordões permitem um ajuste adequado a cada pé e a elevação na palmilha proporcionou um ajuste apropriado ao pé esquerdo. Ramanathan *et al.* (2011) sugere que as botas de cordões provavelmente causam menor desequilíbrio ao fornecer apoio extrínseco do tornozelo devido à proteção reduzida peronial.

A análise antropométrica “à posteriori” atesta que a compensação realizada na bota esquerda e perante os dados observados contribui para uma melhoria na postura.

A análise cinética da marcha evidenciou melhorias na distribuição da pressão plantar, ostentando melhor transferência de carga após alteração corretiva no calçado, dado que o pico de pressão no pé esquerdo reduziu de 2,8kg/cm² para 1,6kg/cm². O segundo pico existente nesse pé aduziu um decréscimo acentuado e redução do pico de pressão plantar no pé direito de 2,7 kg/cm² para 2,3kg/cm².

A análise cinemática da marcha também evidenciou melhoramento a nível da altura da passada e do desvio. Para o comprimento sugere-se uma análise mais aprofundada, pois suspeita-se que esta diminuição no comprimento do passo possa ter ocorrido por receio durante a marcha e o

ajuste postural em vez de se ter realizado automaticamente se tenha realizado de uma forma voluntária. A análise estatística revelou diferenças significativas em todos os ensaios, com $p \approx 0$.

Os objetivos propostos foram alcançados. Foram efetuadas as alterações às botas escolhidas pelo utilizador que fez parte do estudo de caso, identificaram-se as dissimetrias e patologias associadas, corrigiu-se o calçado de acordo com as especificidades identificadas sem alterar a sua aparência inicial e constatou-se a aceitação pelo utilizador.

7.1. Desenvolvimentos Futuros

Os resultados alcançados até ao momento com o trabalho desenvolvido neste estudo de caso permitiram concluir que existe ainda “trabalho” a ser desenvolvido no âmbito desta temática.

Algumas sugestões para futuros desenvolvimentos são:

- Realização de um estudo aprofundado respeitante ao comportamento da marcha após reaprendizagem à nova condição do calçado apresentada;
- Implementação das alterações em distintos modelos de calçado e respetiva análise;
- Investigar as características específicas dos materiais das palmilhas a nível de conforto e de desgaste.

BIBLIOGRAFIA

- Assembleia da República (1998). Lei n.º 87-B/98 de 31 de Dezembro.
- Assembleia da República (2004). Bases gerais do regime jurídico da prevenção, habilitação, reabilitação e participação da pessoa com deficiência.
- Assembleia da República (2006). Lei n.º 46/2006 de 28 de Agosto.
- Assembleia da República (1980). Decreto-Lei n.º 170/80 de 29 de Maio.
- Assembleia da República (1999). Portaria n.º185/99 de 20 de Março.
- Assembleia da República (2005). Lei constitucional n.º1/2005 de 12 de Agosto.
- Assembleia da República (2012). Portaria n.º 258/2011 de 14 de Julho.
- Assembleia Geral (1975)Declaração de Direitos das Pessoas Deficientes. Consultado em 18/06/2012, Disponível em <http://www.pcd.pt/apd/dedipede.php>
- Assembleia Geral (1948). Declaração Universal dos Direitos do Homem.
- Barrett, C., Mann, G., Taylor, P., & Strike, P. (2009). A randomized trial to investigate the effects of functional electrical stimulation and therapeutic exercise on walking performance for people with multiple sclerosis. *PubMed*, 15(4):493–504.
- Barroso, M. P., Arezes, P. M., da Costa, L. G., & Sérgio Miguel, a. (2005). Anthropometric study of Portuguese workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(5), 401–410.
- Barroso, P. M., & Costa, L. G. (2010). Antropometria. Guimarães: Dep. Produção e Sistemas Esc. de Engenharia Universidade do Minho.
- Bilney, B., Morris, M., & Webster, K. (2003). Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait & posture*, 17(1), 68–74.
- BIONICFOOT. (2011). Desenvolvimento de sistemas para avaliação de parâmetros de conforto térmico-biomecânico e calçado de conforto superior. Consultado em 07/07/2012, disponível em <http://www.ctcp.pt/imagens/galeriamedia/BIONIC.pdf>
- Burns, J., Crosbie, J., Ouvrier, R., & Hunt, A. (2005). The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure, 20, 2–42.
- Carneiro, P. (2010). Ergonomia. Guimarães: Dep. Produção e Sistemas Esc. de Engenharia Universidade do Minho.

- Castro, Marcelo, Abreu, S., Sousa, H., Figueiredo, C., Machado, L., Santos, R., & Vilas-Boas, J. P. (2011). The Influence of different Speeds on Backpacker's Gait Kinetics. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, pp. 459–462.
- Castro, Miguel, & Vieira, A. (2010). Avaliação imagiológica do conflito femoro-acetabular, 28–29. Consultado em 21/08/2012, disponível em http://revdesportiva.pt/files/6Novembro2010/site_Conflito_femoro_acetabular.pdf
- Cezar, M. R., Moro, A. R. P., Jorge, I. M. P., & Reis, P. F. (2003). O conforto em calçados – atualidades (pp. 1–8).
- Chotel, F., Parot, R., & Bérard, J. (2005). Déformations congénitales des pieds Congenital foot malformations, 12, 797–801.
- Conferência Mundial Declaração de Salamanca (1994). Consultado em 21/06/2012, disponível em <http://www.pcd.pt/apd/decsal.php>
- Congressistas Madrid Declaração de madrid (2003). Consultado em 18/06/21012, disponível em <http://www.pcd.pt/apd/decmad.php>
- Cooke, S. J., Balain, B., Kerin, C. C., & Kiely, N. T. (2008). Clubfoot. *Current Orthopaedics*, 22(2), 139–149.
- Crabtree, P., Dhokia, V. G., Newman, S. T., & Ansell, M. P. (2009). Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 25(6), 972–979.
- Cutti, A. G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., & Ferrari, A. (2010). “ Outwalk ”: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors, 17–25.
- Davis, R. B. (1997). Reflections on clinical gait analysis. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 7(4), 251–257.
- Dias, C. S. (2011). *Análise da Pressão Plantar para fins de Diagnóstico*. Tese de Mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto: Porto, 54 pgs.
- Ferrari, A., Cutti, A. G., & Cappello, A. (2010). A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. *Gait & Posture*, 31(4), 540–542.
- Ferrari, A., Giovanni, A., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2010). First in vivo assessment of “ Outwalk ”: a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors, 1–15.
- Ferrari, A., Grazia, M., Pavan, E., Frigo, C., Bettinelli, D., Rabuffetti, M., Crenna, P., et al. (2008). Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis, 28, 207–216.

- Figueiredo, C. (2006). *Estabilidade Médio-Lateral vs . Quedas em Idosos*. Tese de Mestrado, Universidade do Porto: Porto, 66 pgs.
- Forner-Cordero, A. ., Koopman, H. J. F. ., & Helm, F. C. T. van der; (2006a). Describing gait as a sequence of states. *Journal of biomechanics*, 39(5), 948–57.
- Forner-Cordero, A. ., Koopman, H. J. F. M. ., & Helm, F. C. T. van der; (2006b). Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction force information from pressure insoles. *Gait & posture*, 23(2), 189–99.
- Franciosa, P., Gerbino, S., Lanzotti, A., & Silvestri, L. (2012). Improving comfort of shoe sole through experiments based on CAD-FEM modeling. *Medical engineering & physics*.
- Gafaniz, A., Lopes, G., & Pires, P. (2006). *Análise Cinemática da Marcha*. Mestrado Integrado, Instituto Superior Técnico: Lisboa, 14 pgs.
- Gavrila, D. M. (1999). The Visual Analysis of Human Movement : A Survey, 73(1), 82–98.
- Gross, M. L., Davlin, L. B., & Evanski, P. M. (1991). Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *Sports Med*, pp. 409–412.
- Herd, F., Macnicol, M., & Abboud, R. . (2004). The need for biomechanical evaluation in the assessment of clubfoot. *The Foot*, 14(2), 72–76.
- Herd, F., Ramanathan, a K., Cochrane, L. a, Macnicol, M., & Abboud, R. J. (2008). Foot pressure in clubfoot—the development of an objective assessment tool. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 18(2), 99–105.
- Isaacs, H., Handelsman, J. E., Badenhorst, M., & Pickering, A. (1977). A Histological and Electron Microscopic Study. *The Muscles in club foot*. Johannesburg.
- Itohara, T., Sugamoto, K., Shimizu, N., Ohno, I., Tanaka, H., Nakajima, Y., Sato, Y., et al. (2005). Assessment of talus deformity by three-dimensional MRI in congenital clubfoot. *European journal of radiology*, 53(1), 78–83.
- Jordan, C., & Bartlett, R. (1995). Pressure distribution in casual footwear. *Gait & Posture*, Vol. 3, 215–220.
- Karol, L. a., & Jeans, K. a. (2011). Assessment of Clubfoot Treatment Using Movement Analysis. *Journal of Experimental & Clinical Medicine*, 3(5), 228–232.
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*, 28(1), 1–15.
- kyaia. (2012). KYAIA - Fortunato O. Consultado em 26/06/2012, disponível em <http://www.kyaia.com/>
- Lovejoy, C. O. (2005). The natural history of human gait and posture. Part 1. Spine and pelvis. *Gait & posture*, 21(1), 95–112.

- Lu, T.-W., & Chang, C.-F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 28(2 Suppl), S13–25.
- Mara, A., Santos, D. C., Otavio, A., Ávila, V., Zaro, A. M., Nabinger, E., & Faquin, A. (2006). Análise do ângulo de pronação do calcâneo durante a marcha utilizando diferentes tipos de calçados, 86–91.
- Ministério do Trabalho e da Solidariedade Social (2009). Decreto-lei nº 93/2009, de 16 de Abril, ajudas técnicas e tecnologias de apoio para pessoas com deficiência.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Stefanyshyn, D. J., & Humble, R. N. (2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait & posture*, 16(1), 38–45.
- Nascimento, A. (2010). Relatório Cirúrgico.Coimbra. Portugal.
- Neves, M., Cunha, J., Teixeira, J., & Lobarinhas, P. (2006). Development of a living for a comfortable sport shoe. *Journal of biomechanics*, 39(Suppl 1), 550–551. doi:University Minho. Department of Textil Engineering
- Nigg, B. M., Nurse, M., & Stefanyshyn, D. J. (1999). Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31, S421–S428.
- Nigg, B. M., & Walter, H. (1999). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. (J. Wiley & C. Sons, Eds.) (2nd ed., p. 643 p.). Chichester.
- Nurse, M., Hulliger, M., Wakeling, J., Nigg, B., & Stefanyshyn, D. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(5), 496–506.
- OMS (2004). Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde.
- Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*, 399–409. Consultado em 23/07/2012, disponível em <http://www.phyther.net/content/80/4/399.full.pdf+html>
- Pandey, S., & Pandey, A. K. (2003). The classification of clubfoot a practical approach. *The Foot*, 13(October 2001), 61–65.
- Pratt, E. J., Reeves, M. L., van der Meulen, J. M., Heller, B. W., & Good, T. R. (2012). The development, preliminary validation and clinical utility of a shoe model to quantify foot and footwear kinematics in 3-D. *Gait & posture*, (0966), 2–6.
- Putti, A. B., Arnold, G. P., Cochrane, L. A., & Abboud, R. J. (2008). Normal pressure values and repeatability of the Emed 1 ST4 system, 27, 501–505.
- Radiologia, T. E. M., & Radiologia, T. (n.d.). Auxiliar de Radiologia: Livraria Multimarcas Técnico em Radiologia (pp. 1–258).

- Ramanathan, a K., Wallace, D. T., Arnold, G. P., Drew, T. S., Wang, W., & Abboud, R. J. (2011). The effect of varying footwear configurations on the peroneus longus muscle function following inversion. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 21(1), 31–6.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. A review of the literature,. *Sports Med.* 29, 425–438.
- Saad, M., Battistella, L. R., & Masiero, D. (1996). Técnicas de Análise de Marcha. *Medicina*, 23–26.
- Santos, H. (2009). Análise da Marcha. *ebah*. Retrieved from <http://www.ebah.com.br/user/AAAAAFfjAAG/heuma-santos>
- Sarmiento, D. L. M. (2012). *Radiografias*. Póvoa de Lanhoso.
- Seeley, R. R., Stephens, T. D., & Tate, P. (2003). *Anatomia e Fisiologia*. (L. Loures, Ed.) (6ª edição.).
- Shanthikumar, S., Low, Z., Falvey, E., McCrory, P., & Franklyn-Miller, A. (2010). The effect of gait velocity on calcaneal balance at heel strike; Implications for orthotic prescription in injury prevention. *Gait & posture*, 31(1), 9–12. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.08.003
- Shih, Y.-F., Wen, Y.-K., & Chen, W.-Y. (2011). Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Saje Journals*. Department of Physical Therapy and Assistive Technology, National Yang-Ming University, Taipei, Taiwan.
- Sole, C. C., Milosavljevic, S., Sole, G., & Sullivan, S. J. (2010). Exploring a model of asymmetric shoe wear on lower limb performance. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(2), 60–5.
- Sousa, D., & Tavares, J. (2006). Análise de Soluções Comerciais para Seguimento e Análise da Marcha. *Relatório Interno*.
- Stief, F., Böhm, H., Schwirtz, A., Dussa, C. U., & Döderlein, L. (2011). Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait & posture*, 33(3), 490–5. Sutherland, D. (1997). The development of mature gait, 6, 163–170.
- Sutherland, D. (2005). The evolution of clinical gait analysis part III–kinetics and energy assessment. *Gait & posture*, 21(4), 447–61.
- Taylor, A. J., Menz, H. B., & Keenan, A.-M. (2004). The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two-step gait initiation protocol. *The Foot*, 14(1), 49–55.
- Terrier, P., Dériaz, O., Meichtry, A., & Luthi, F. (2009). Prescription footwear for severe injuries of foot and ankle: effect on regularity and symmetry of the gait assessed by trunk accelerometry. *Gait & posture*, 30(4), 492–6.

- Tomorrow Options. (2012). Porto. Consultado em 15/10/2012, disponível em <http://www.tomorrow-options.com/en/walkinsense/how-it-works>
- Trinkaus, E. (2005). Anatomical evidence for the antiquity of human footwear use. *Journal of Archaeological Science*, 32(10), 1515–1526.
- Verdussen, R. (1978). *Ergonomia: a racionalização humanizada do trabalho*. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos.
- Vink, P., & Hallbeck, S. (2012). Editorial : Comfort and discomfort studies demonstrate the need for a new model. *Elsevier*, 43, 271–276.
- Wilson, J. R., & Corlett, E. N. (1990). *Evaluation of Human Work: A practical ergonomics methodology*. Taylor & Francis.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture standing and walking control during. *Gait & posture*, 3, 193–214.
- Yapp, L. Z., Arnold, G. P., Nasir, S., Wang, W., Maclean, J. G. B., & Abboud, R. J. (2012). Assessment of talipes equinovarus treated by Ponseti technique: Three-year preliminary report. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 22, 90–94.
- Yim, E., Au, L., & ã, R. S. G. (2007). A qualitative study on the comfort and fit of ladies ' dress shoes. *Elsevier*, 38, 687–696.

ANEXOS

ANEXO 1 - QUESTIONÁRIOS DE AVALIAÇÃO DO CONFORTO

Questionário de avaliação subjetiva.

O questionário apresenta 9 questões onde se pede para avaliar cada uma delas de acordo com o que lhe parece mais adequado, a avaliação compreende-se entre 1 e 7 em que ao 1 corresponde “Concordo plenamente”, ao 4 “ Neutro” e ao 7 “Discordo plenamente”.

Neste anexo encontram-se os dois questionários preenchidos, referente a antes e depois da alteração.



Universidade do Minho
Mestrado em Engenharia Humana

DESENVOLVIMENTO DE ALTERAÇÕES EM CALÇADO ERGONÓMICO E CONFORTÁVEL

I. Caracterização Individual (a preencher pelo entrevistador)

Idade: 16 Sexo: masculino

Peso aproximado (kg): 91kg Altura (cm): 1835

Nº de calçado: 46

Parâmetros medidos: Avaliação antes da alteração das botas

Parâmetros	Zona	Fase inicial		Fase final	
		Esq.	Dir.	Esq.	Dir.
Temperatura da superfície da pele (°C)	Metatársica	32.8	33.1	35.7	37
	Planta	28.6	29.7	34.7	34.9
Peso das meias (g)		29,941	29,444	30,091	30,002

II. Avaliação Geral das botas

Na escala que se segue, assinale com um (X) o número que melhor indicar o nível de "conforto" que sente em relação a cada parâmetro em análise.

1. As botas são confortáveis.

Concordo plenamente	Neutro	Discordo plenamente				
1	2	3	4	5	6	7

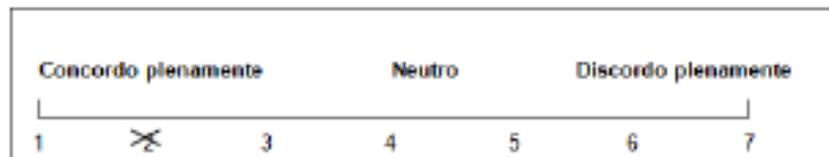
2. Gosto da aparência.



3. Gosto da sensação dentro das botas.



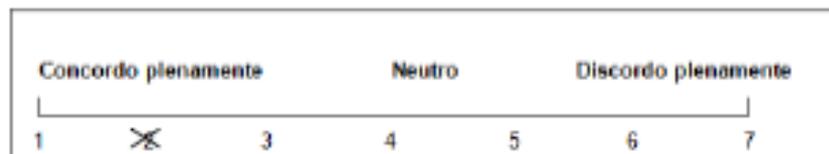
4. Tenho desconforto/dor quando uso as botas.



5. As botas mantêm a temperatura adequada para os meus pés.



6. As botas mantêm a humidade adequada para os meus pés.



7. Gosto do som emitido quando ando com estas botas.



8. As botas são flexíveis.



9. As botas são fáceis de calçar.



III. Desconforto térmico

Indique nos figuras (com um X) a(s) parte(s) do pé:

Com maior AQUECIMENTO

Pé Esquerdo

Pé Direito

Com maior ACUMULAÇÃO DE HUMIDADE

Pé Esquerdo

Pé Direito



Universidade do Minho
Mestrado em Engenharia Humana

DESENVOLVIMENTO DE ALTERAÇÕES EM CALÇADO ERGONÓMICO E CONFORTÁVEL

I. Caracterização Individual (a preencher pelo entrevistador)

Idade: 16 Sexo: Masculino

Peso aproximado (kg): 91 Altura (cm): 1835

Nº de calçado: 46

Parâmetros medidos: Avaliação após alteração das botas

Parâmetros	Zona	Fase inicial		Fase final	
		Esq.	Dir.	Esq.	Dir.
Temperatura da superfície da pele (°C)	Metatársica	32,6	33,0	35,8	36,6
	Planta	28,4	29,3	33,3	34,9
Peso das meias (g)		29,104	29,601	29,154	30,013

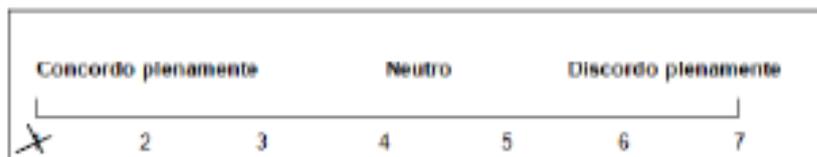
II. Avaliação Geral das botas

Na escala que se segue, assinale com um (X) o número que melhor indicar o nível de "conforto" que sente em relação a cada parâmetro em análise.

1. As botas são confortáveis.

Concordo plenamente	Neutro	Discordo plenamente				
1	2	3				
1	X	3	4	5	6	7

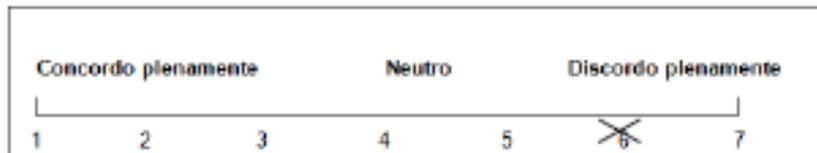
2. Gosto da aparência.



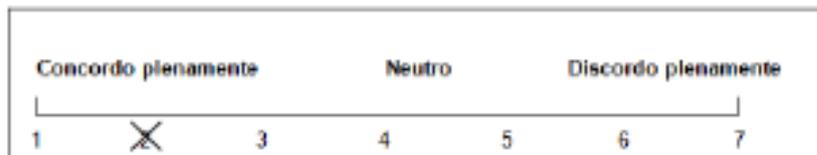
3. Gosto da sensação dentro das botas.



4. Tenho desconforto/dor quando uso as botas.



5. As botas mantêm a temperatura adequada para os meus pés.



6. As botas mantêm a humidade adequada para os meus pés



7. Gosto do som emitido quando ando com estas botas.



ANEXO 2 - TABELAS DA ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS RECOLHIDOS DO *VICON*

A análise estatística realizou-se através do IBM SPSS versão 19, com o teste não paramétrico de Kolmogorov-Smirnov para duas amostras independentes.

Tabela 14 – Tamanho da amostra altura do calcanhar

Calcanhar		N
Altura calcanhar (mm)	esq	1382
	dir	852
	Total	2234

Tabela 15 – Tamanho da amostra do comprimento do passo

Calcanhar		N
Comprimento calcanhar (mm)	esq	2360
	dir	1658
	Total	4018

Tabela 16 - Resultados às diferenças do comprimento do passo antes da alteração

Antes da alteração		Comprimento calcanhar (mm)
Most Extreme Differences	Absolute	,263
	Positive	,059
	Negative	-,263
Kolmogorov-Smirnov Z		8,202
Asymp. Sig. (2-tailed)		,000

Tabela 17 - Tamanho da amostra desvio antes

Calcanhar		N
Desvio calcanhar (mm)	esq	1382
	dir	813
	Total	2195

Tabela 18 – Resultados às diferenças da postura ereta antes da alteração

Antes da alteração		Desvio calcanhar (mm)
Most Extreme Differences	Absolute	,306
	Positive	,306
	Negative	-,072
Kolmogorov-Smirnov Z		6,912
Asymp. Sig. (2-tailed)		,000