

Carla Cristina Oliveira Pereira

EFEITOS IMEDIATOS DAS ORTÓTESES PLANTARES EM
RESINA NA CINEMÁTICA E NAS PRESSÕES
PLANTARES EM INDIVÍDUOS COM EXCESSIVA
PRONAÇÃO

Tese de Mestrado

Mestrado em Podiatria Clínica do Instituto Politécnico de Saúde

Trabalho efectuado sob orientação de

Orientadora: Professora Doutora Liliana Ávidos

Docente do Instituto Politécnico de Saúde do Norte – CESPU

Co-Orientador: Mestre Miguel Oliveira

Professor Adjunto do Instituto Politécnico de Saúde do Norte – CESPU

Janeiro, 2013

Ficha de catalogação

Pereira, Carla Cristina Oliveira (2013)

Efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação

Vila Nova de Famalicão: s.n. 117p

Tese de Mestrado, Instituto Politécnico da Saúde do Norte

CESPU, CRL; Instituto Politécnico da Saúde do Norte

Todos os direitos de cópia desta obra estão protegidos por lei e são propriedade do Instituto Politécnico da Saúde do Norte

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Rebelo e Madalena, por me dadivarem com a paternidade, e ao meu irmão, Pedro. Aos três agradeço pela sensatez com que sempre me ajudaram e por, com muito incentivo e carinho, não medirem esforços para que eu chegasse a esta fase da minha existência. Vocês são o maior ensinamento que vivi de amor, ética e dignidade.

Ao Néelson, meu marido e companheiro, por ter compreendido esta fase da minha vida e por compreender a necessidade da minha ausência sem nunca ter contestado. És um grande amigo, confidente e conselheiro, sem a tua amizade, dedicação, carinho, força e afecto nos momentos de desânimo, esta etapa não seria vencida. Obrigada por, mais uma vez, teres permanecido junto de mim neste percurso.

Ao meu avô e padrinho, José Gomes, que é um querido e *In memoriam* à minha avó materna, Emília, e aos meus avós paternos, Gaspar e Joaquina. Sei que estão felizes por mim e sei ainda que o céu partilha a vossa alegria.

É delicado descortinar uma forma verbal de expressar um sentimento único, sentimento tal que jamais será representado por palavras. Por todos vocês procuro tornar-me um ser humano melhor. Vocês são os meus mecenas e, embora não sendo perfeitos, são a melhor família do mundo. Fizeram a diferença e, por isso, estou-lhes verdadeiramente grata.

Agradecimentos

Na vida, nada poderá ser conquistado enquanto isolados, sempre precisaremos de alguém, que, com um exíguo gesto, poderá modificar a nossa vida de forma a conseguirmos alcançar os nossos objectivos e cooperar para o nosso sucesso.

Completar o Mestrado é, para mim, o epílogo de uma árdua jornada. Por isso, aproveito esta oportunidade singular para agradecer:

Mormente a Deus, pela sua presença em nossas vidas pois Ele nunca me deixou sozinha em todo este percurso.

À minha família, que, embora distante, através do apoio, do amor e do carinho, obstinadamente me motivou, a cada instante, a lutar por um ideal.

Á atenciosa, compreensiva e arrojada orientadora, Professora Doutora Liliana Ávidos, que tão gentilmente consentiu orientar este trabalho. Pelo seu trabalho e auxílio a todas as minhas solicitações e pelos seus preciosos juízos e análises durante a composição deste trabalho, um peculiar/especial agradecimento.

Ao professor e co-orientador, MSc Miguel Oliveira, excelente pela postura exemplar, pela sua simpatia, inspiração, compreensão, conhecimentos transmitidos, encorajamento, amizade e apoio no desenvolvimento dos juízos e saberes que me levaram à realização e desinência desta tese, sendo, sem dúvida alguma, a maior fonte de estímulo nos momentos de incerteza e de dispersão. Grandiosa estima.

Aos amigos de longa data, que sempre permaneceram comigo para o melhor e para o pior. O convívio foi pouco nestes meses finais, mas a amizade é imensa. Obrigada por tudo.

A todos os participantes que, voluntariamente, aceitaram de bom aprazimento, a participação neste estudo, tratando-me constantemente com respeito e afabilidade.

Não correndo o risco de arbitrariedade, agradeço a todos os que de forma genuína, passaram pela minha vida e contribuíram para a construção de quem sou hoje.

“Cada um que passa em nossa vida, passa sozinho, pois cada pessoa é única e nenhuma substitui outra. Cada um que passa em nossa vida, passa sozinho, mas não vai só nem nos deixa só; leva um pouco de nós mesmos, deixa um pouco de si mesmo. Há os que levam muito, mas há os que não levam nada; Esta é a maior responsabilidade de nossa vida e prova evidente de que duas almas não se encontram por acaso” (Saint-Exupéry, 2005).

Epigrafe

"Talvez não tenhamos conseguido fazer o melhor, mas lutamos para que o melhor fosse feito (...) não somos o que deveríamos ser, não somos o que iremos ser, mas Graças a Deus não somos o que éramos" (Martin Luther King, 1963).

Índice

Dedicatória	III
Agradecimentos.....	V
Epigrafe	VII
Índice de Figuras	XI
Índice de Tabelas.....	XIII
Índice de Anexos	XV
Listas	XVII
Abreviaturas	XVII
Símbolos.....	XVII
Siglas.....	XVII
Resumo.....	XVIII
Abstract.....	XIX
Introdução.....	1
1 Estado da arte.....	5
1.1 Tipos de pé.....	5
1.1.1 Etiologia do pé plano.....	8
1.1.2 Razão da pronação.....	16
1.2 Erudição da pronação adaptada às Ortóteses Plantares.....	19
1.3 Pressões plantares	35
2 Objectivos e Hipóteses	37
2.1 Objectivos.....	37
2.2 Hipóteses	37
3 Metodologia.....	39
3.1 Amostra	39
3.1.1 Critérios de inclusão	41

3.1.2	Crêterios de exclusão	41
3.2	Materiais e métodos	42
3.2.1	Caracteriza�o da amostra	42
3.3	Procedimentos	54
3.4	Análise estatística.....	62
4	Resultados.....	65
4.1	Análise descritiva da amostra global	65
4.2	Variáveis de controlo.....	70
4.2.1	Avalia�o da Disfun�o do Tendão Tibial Posterior	75
4.3	Análise da amostra com o Sistema <i>Walkinsense</i> [®]	77
4.4	Análise do GE com o Sistema <i>Walkinsense</i> [®]	81
5	Discussão.....	93
6	Conclusão	99
7	Referências bibliográficas.....	101
Anexos	117

Índice de Figuras

FIGURA 1 – OSTEOLOGIA DO PÉ.....	6
FIGURA 4 – MEDIDA DA ESCALA DA FLEXÃO DORSAL EFECTUADO <i>LUNGE TEST</i> (RETIRADO DE J. BURNS & J. CROSBIE, 2005)	43
FIGURA 5 – PREPARAÇÃO PROCESSO PARA O CÁLCULO DO CSI E FPA (RETIRADO DE NIKOLAIDOU & BOUDOLOS, 2006).	46
FIGURA 6 – VARIACÃO ANATÓMICA DO EIXO ARTICULAR DA SAG (RETIRADO DE KIRBY, 2001).....	
FIGURA 7 – DESCRIÇÃO DO ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ	49
FIGURA 8 – RESINAS DIMENSIONADAS PARA A ELABORAÇÃO DAS ORTÓTESES PLANTARES	51
FIGURA 9 – ORTÓTESES PLANTARES EM RESINA PERSONALIZADAS.....	51
FIGURA 10 – ORTÓTESES PLANTARES COM MARCAÇÃO DA LINHA HORIZONTAL RETRO APÓFISE ESTILÓIDE.....	52
FIGURA 11 – DISPOSITIVO <i>WALKINSENSE</i> [®]	53
FIGURA 12 – APLICAÇÃO DOS SENSORES DO SISTEMA <i>WALKINSENSE</i> [®]	53
FIGURA 13 – MÉTODO DE DETERMINAÇÃO DA REPRESENTAÇÃO PLANTAR DO EIXO DA SAG (RETIRADO DE KIRBY, 2001)	57
FIGURA 14 – REPRESENTAÇÃO DO EIXO DA ARTICULAR DA SAG.....	57
FIGURA 15 – TÉCNICA DE OBTENÇÃO DE MOLDES EM SEMICARGA EM POSIÇÃO NEUTRA (RETIRADO DE BENASULY & BARRAGÁN, 2003)	58
FIGURA 16 – INCLINAÇÃO DO MOLDE.....	58
FIGURA 17 – PADRÃO FINALIZADO	59
FIGURA 18 – POLIMENTO E APLICAÇÃO DO ESTABILIZADOR POSTERIOR PLANTAR.....	60
FIGURA 19 – FUNCIONALIDADE DO ESTABILIZADOR POSTERIOR PLANTAR AQUANDO DA PRESSÃO SOBRE O QUADRANTE INTERNO DO CALCANHAR.....	60
FIGURA 20 – FUNCIONALIDADE DO ESTABILIZADOR POSTERIOR PLANTAR AQUANDO DA PRESSÃO SOBRE O ARCO MEDIAL.....	60
FIGURA 21 – FUNCIONALIDADE DO ESTABILIZADOR POSTERIOR PLANTAR AQUANDO DA PRESSÃO SOBRE O LADO EXTERNO	60
FIGURA 22 – SINOPSE DOS PROCEDIMENTOS	61
FIGURA 23 – GRÁFICO DA DISTRIBUIÇÃO DA AMOSTRA.....	66
FIGURA 24 - GRÁFICO DEMONSTRATIVO DO TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 6 ATRAVÉS DO TESTE <i>POST HOC</i>	85
FIGURA 25 - GRÁFICO DEMONSTRATIVO DA MÉDIA DE TEMPO FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 2 (MS).	87

FIGURA 26 – GRÁFICO DEMONSTRATIVO DA MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS DO SENSOR 1.....	89
FIGURA 27 – GRÁFICO DEMONSTRATIVO DA MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS DO SENSOR 7.....	89
FIGURA 28 – GRÁFICO DEMONSTRATIVO DA MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS DO SENSOR 8.....	89

Índice de Tabelas

TABELA 1 – ANÁLISE DESCRITIVA DA MÉDIA DOS DADOS SOCIODEMOGRÁFICOS	65
TABELA 2 – ANÁLISE DESCRITIVA E COMPARATIVA DAS VARIÁVEIS SOCIODEMOGRÁFICAS NOS GC E GE.....	66
TABELA 3 – CLASSIFICAÇÃO DO ÍNDICE DE MASSA CORPORAL.....	67
TABELA 4 – ÍNDICE DE MASSA CORPORAL.....	67
TABELA 5 – PRÁTICA ALGUMA ACTIVIDADE FÍSICA?.....	68
TABELA 6 – PRATICANTES DE ACTIVIDADE FÍSICA.....	68
TABELA 7 – QUANTAS VEZES POR SEMANA PRÁTICA ACTIVIDADE FÍSICA?	68
TABELA 8 – FREQUÊNCIA DA ACTIVIDADE FÍSICA DOS GRUPOS	69
TABELA 9 – PÉ DOMINANTE	69
TABELA 10 – PÉ DOMINANTE ANALISADO PARA CADA GRUPO	69
TABELA 11 – OBSERVAÇÃO GLOBAL DAS VARIÁVEIS DE CONTROLO.....	70
TABELA 12 – <i>LUNGE TEST</i> EM AMBOS OS GRUPOS	71
TABELA 13 – <i>LUNGE TEST</i> VS PÉ DOMINANTE	71
TABELA 14 – REPRESENTAÇÃO PLANTAR DO EIXO DA ARTICULAÇÃO SUBASTRAGALINA.....	72
TABELA 15 – REPRESENTAÇÃO PLANTAR DO EIXO DA ARTICULAÇÃO SAG	72
TABELA 16 – CORRELAÇÃO DO ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ ENTRE O PÉ DIREITO E ESQUERDO	73
TABELA 17 – ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ.....	74
TABELA 18 – TESTE DE PONTAS DOS PÉS	75
TABELA 19 – TESTE DE PONTAS DOS PÉS	75
TABELA 20 – MENSURAÇÃO DO GRAU DE SUPINAÇÃO DO ANTEPÉ.....	75
TABELA 21 – MENSURAÇÃO DO GRAU DE SUPINAÇÃO DO ANTEPÉ.....	76
TABELA 22 – DISFUNÇÃO DO MÚSCULO TIBIAL POSTERIOR	76
TABELA 23 – SUJEITOS COM DISFUNÇÃO DO TENDÃO TIBIAL POSTEIRO	76
TABELA 24 – RESULTADOS SEGUNDO O MÉTODO DE ANÁLISE <i>WALKINSENSE</i> [®]	77
TABELA 25 – TEMPO MÉDIO	78
TABELA 26 – TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DOS SENSORES	78
TABELA 27 – TEMPO FINAL DE ACTIVAÇÃO DOS SENSORES	79
TABELA 28 – MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NOS SENSORES	80
TABELA 29 – MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NOS SENSORES.....	81
TABELA 30 – PICO DE MÁXIMAS PRESSÕES	81
TABELA 31 – NÍVEL DE CONFORTO	81
TABELA 32 – TEMPOS MÉDIOS COM DIFERENTES ORTÓTESES.....	82

TABELA 33 – RESULTADOS DAS DIFERENTES ORTÓTESES.....	83
TABELA 34 – TEMPO PARA ACTIVAÇÃO INICIAL DOS SENSORES	84
TABELA 35 – TEMPO FINAL DE ACTIVAÇÃO DOS SENSORES	86
TABELA 36 – MEDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NOS SENSORES	88
TABELA 37 – MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NOS SENSORES.....	90
TABELA 38 – PICO DE MÁXIMAS PRESSÕES NOS DIFERENTES TIPOS DE ORTÓTESES.....	91

Índice de Anexos

Anexo I – Carta de pedido de autorização da orientadora.....	I
Anexo II – Carta de pedido de autorização da aluna	III
Anexo III – Apresentação do estudo	V
Anexo IV – Declaração de consentimento informado	IX
Anexo V – Inquérito	XIII
Anexo VI – Grelha de recolha de dados – Parte I	XV
Anexo VII – Grelha de recolha de dados – Parte II.....	XVII
Anexo VIII – Autorização para a alteração do tema	XIX
Anexo XI – Dados sobre o material.....	XX
Anexo X – Resultado dos Materiais	XXVII
Anexo XI – Boletim de ensaios do material	XXIX

Listas

Abreviaturas

DTTP – Disfunção do Tendão Tibial Posterior

GC – Grupo de Controlo

GE – Grupo de Estudo

H – Hipótese

IMC – Índice de Massa Corporal

MSc – Mestre

SAG – Subastragalina

SST – Síndrome de Stress Tibial

TTP – Tendão Tibial Posterior

Símbolos

r – Coeficiente de correlação de *Pearson*

σ – Desvio padrão

p – Nível de Significância

% - Porcento

t – *t-student*

F – Teste *ANOVA*

χ^2 – Teste de qui-quadrado

Siglas

CESPU – Cooperativa de Ensino Superior, Politécnico e Universitário

ESSVA – Escola Superior de Saúde do Vale do Ave

SPSS – *Statistical Package of the Social Science*

Resumo

A actual tese apresenta "os efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação".

Expõe um estudo experimental com o objectivo primordial de investigar se existem diferenças significativas nas pressões plantares dos indivíduos com excessiva pronação com a utilização de ortóteses plantares personalizadas com e sem estabilizador posterior em resina.

Uma amostra seleccionada, não probabilística, conveniente de trinta e oito indivíduos do género masculino com idades abrangidas entre os 18 e os 30 anos. Um inquérito foi utilizado, após o consentimento informado, para caracterização e controlo de variáveis tais como, pedigrafias, lunge test, disfunção do tibial posterior, índice de postura do pé, simetria de pegada plantar. Posteriormente foi realizada a avaliação, segundo o sistema do *Walkinsense*[®], para o grupo de estudo, com ortóteses plantares com e sem *post* em resina e para o grupo de controlo sem qualquer tipo de ortóteses.

Este estudo revelou que o uso de ortóteses plantares personalizadas, modifica o ciclo do caminhar, ou seja, verificou-se melhorias desde o comprimento da passada, tempo médio de apoio total, tempo médio de propulsão, tempos de activação inicial, ou seja, mais rápidos a contactar o solo e menor apoio nos sensores laterais, reduzindo assim a eversão do retopé logo reduzindo a pronação.

Concluimos que o uso das ortóteses personalizadas mostra a existência de diferenças significativas imediatas, tanto nos tempos de apoio do ciclo do caminhar como nas pressões plantares, ou seja, quando comparados, concluimos que os valores do grupo de estudo, pés hiperpronados, com uso das ortóteses com *post* aproximam-se dos valores do grupo de controlo, sendo estes últimos considerados como pés normais.

Palavras-chave: EXCESSIVA PRONAÇÃO, ORTÓTESES PLANTARES, SISTEMA WALKINSENSE.

Abstract

This proposal exposes "the immediate effects of MINKE plantar orthoses on the kinematics and on plantar pressures in individuals with excessive pronation."

Exhibiting an experimental study with the primary objective to investigate whether there are significant differences in the plantar pressures of individuals with excessive pronation with the use of customized MINKE plantar orthoses with and without stabilizer posterior.

A selected sample, non-probabilistic, convenient thirty-eight subjects covered males aged between 18 and 30 years. A survey was used after informed consent for characterization and control variables such as footprint, lunge test, dysfunction of the posterior tibial index of foot posture, symmetry plant footprint. Thereafter was evaluated according to the system WalkinSense® for the study group, orthoses with and without the post and the control group without any orthoses.

This study showed that the use of customized plantar orthoses changes the walking cycle, ie there was improvement since the stride length, total support mean, mean propulsion initial activation times, or more quick to contact the ground and support the lower side sensors, thus reducing the hindfoot eversion thus reducing pronation.

We conclude that the use of custom orthotics shows immediate significant differences, both times in support of the walking cycle as in plantar pressures, ie, when compared, we conclude that the values of the study group, hyperpronation feet, with use of orthoses with post approximate the values of the control group, the latter being regarded as normal feet.

Keywords: EXCESSIVE PRONATION, PLANTAR ORTHOSES, WALKINSENSE SYSTEM.

Introdução

"O ser humano é um corpo que se faz consciência, é matéria de onde brota um espírito. O corpo surge como uma matéria natural que se vê e se apalpa. Dir-se-á que emerge daqui uma perspectiva exclusivamente biológica do corpo" (Manuel Sérgio, 2001).

"Porém, o direito à saúde não pertence somente ao corpo-objecto, mas ao corpo enquanto torna possível um corpo vivo, uma expressão, um estilo, numa palavra, a unidade dum comportamento humano" (Renaud, 1994).

A indiscrição pelo entendimento do caminhar do ser humano há muito tempo que se fez despertar. Graças à adopção da posição bípede que protegia a sobrevivência, a migração e a busca através dos continentes, a própria natureza presenciou a uma espécie que dominou o mundo, transformando-o e adaptando-o à sua medida indagando melhores condições de sobrevivência. (Benasuly & Barragán, 2003).

Um ser humano não é só uma massa em movimento mas também um conjunto de intencionalidades que fazem parte da mente humana (Núñez-Samper & Alcázar, 1997). A questão surge quando este corpo não é uma massa inerte, mas sim um corpo vivo.

O pé é uma estrutura tridimensional variável substancial para a posição bípede humana, base de servomecanismo antigravitatório, peça basilar para o caminhar humano (Núñez-Samper & Alcázar, 1997). Este equilíbrio postural é uma função específica e especializada, envolvendo a proprioceptividade¹ e é alcançado quando o centro de gravidade do corpo é mantido sobre a base formada pelos pés (Irrgang, 1994 citado por Charrette, 1997). Porque o equilíbrio é mantido na cadeia cinética fechada (o pé está fixo sob a base de apoio) e baseia-se nas estratégias integradas de *feedback* e movimentos entre o quadril, joelho e tornozelo. Este equilíbrio pode ser interrompido pelo diminuído *feedback* aferente ou

¹ A proprioceptividade é o somatório de várias entradas de mecanorreceptores encontrados em cápsulas articulares, ligamentos, músculos, tendões e pele e através dos quais os eventos mecânicos são transformados em sinais neurais (Grigg, 1994 citado por Charrette, 1997).

deficiências na força e estabilidade mecânica de qualquer articulação ou estrutura ao longo da cadeia cinética da extremidade inferior (Guskiewicz & Perrin 1996; Riemann, Myers & Lephart 2002 citado por Cote, Brunet, Gansneder, & Shultz, 2005). As estruturas do corpo são constantemente submetidas a forças de considerável magnitude. As mais importantes são devido à gravidade e à actividade muscular. Em circunstâncias normais, o corpo humano suporta as forças aplicadas às suas estruturas e os músculos podem gerar forças necessárias para a sustentação, equilíbrio, locomoção e acção sobre os objectos externos (Magee, 2002). Quando não podem suportar as solicitações, ou não podem ser geradas forças suficientes para o funcionamento normal, produz-se uma patologia biomecânica alterando a capacidade do pé para atenuar forças de carga provenientes do peso corporal (Billis, Katsakiori, Kapodistrias, & Kapreli, 2007). Nestes casos, o tecido mole pode ver-se afectado e por conseguinte, pode originar disfunções musculares e/ou alterações osteoarticulares (Benasuly & Barragán, 2003). A capacidade para detectar o movimento do pé e fazer alterações posturais em resposta é essencial na prevenção da lesão (Bernier & Perrin, 1998 citado por Cote, et al., 2005).

Neste sentido, os estudos que analisaram diversas opções terapêuticas, no entanto obtiveram resultados mistos, de tal forma, que tentar estabelecer um tratamento mais eficaz no controle das alterações biomecânicas a partir de uma abordagem terapêutica com a aplicação de ortóteses plantares, não foi consensual.

A utilização de ortóteses plantares por parte dos clínicos podem tentar controlar o movimento anormal com a colocação de um estabilizador posterior plantar (*post posterior*) ou de cunha (Donatelli 1987 citado por Winkelmeier, Nelson, Southworth, & Carlson, 2006). A ortótese plantar é um método de tratamento muito utilizado por podiatras, na compensação da excessiva pronação (Harradine & Bevan, 2009).

Assim como objectivo deste trabalho propusemo-nos a avaliar quais os efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação. Pesquisa esta

integrada na unidade curricular de Trabalho de Projecto, enquadrada no estudo de doutoramento realizado por MSc Miguel Oliveira.

Inicialmente como fundamentação teórica, descrevemos os tipos de pé, a erudição da pronação adaptada às ortóteses plantares e suas pressões plantares. Num segundo capítulo, definimos objectivos e levantamos hipóteses. No terceiro capítulo tratamos de seleccionar a amostra como seus critérios de inclusão e exclusão, materiais e métodos, procedimentos e sua análise estatística.

De seguida foram apresentados os resultados obtidos e discutido em confronto com a bibliografia consultada para posterior conclusão.

Por fim, apresentamos as referências bibliográficas que deram suporte a este estudo.

1 Estado da arte

Para alcançar os objectivos propostos, foi elementar compreendermos o estado actual do conhecimento sobre a definição e o entendimento da pronação nas várias perspectivas bibliográficas. Neste capítulo, começamos por fazer uma abordagem sobre os tipos de pé, a erudição da pronação adaptada às ortóteses plantares e finalmente as pressões plantares.

1.1 Tipos de pé

Os pés são estruturas complexas, ferramentas versáteis, cruzamentos complexos de estruturas e ainda por cima são dois, dispostos de cada lado do plano sagital, capazes de elaborar inúmeras compensações e estratégias que ajudam a melhorar o equilíbrio e a funcionalidade do aparelho locomotor no seu conjunto (Llanos-Alcázar & Acebes-Cachafeiro, 1997).

Os pés são estruturas flexíveis compostas de ossos, articulações, músculos e tecidos moles que nos permitem manter em posição ortostática e realizar actividades como caminhar, correr e saltar. Os pés são divididos em três secções: primeira secção – o antepé: contém cinco dedos (falanges) e cinco ossos longos (metatarsos). Segunda secção – o mediopé: é uma colecção de ossos em forma de pirâmide, que formam os arcos dos pés. Estes incluem os três ossos cuneiformes, o osso cubóide, e o osso escafoídeo. Por último a terceira secção – o retropé: é formado pelo calcânhar e o tornozelo. O osso do astrágalo suporta os ossos da perna (tíbia e peróneo), formando o tornozelo. O calcâneo (osso do calcânhar) é o maior osso do pé, como entender na figura 1 (WebMD-Better information, 2010).

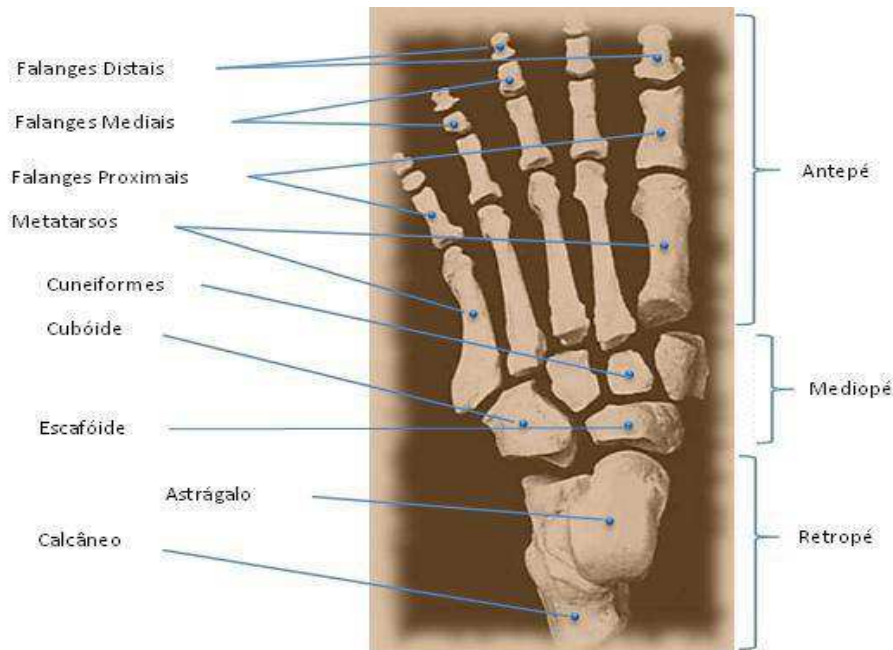


Figura 1 – Osteologia do pé

No pé normal, o antepé encontra-se numa posição perpendicular relativamente ao retropé, não se visualizando assim varo ou valgo do antepé. No plano sagital, o aspecto plantar da esfera do pé encontra-se paralelo e nivelado com a superfície plantar do calcâneo. No plano transversal, o ângulo do antepé ao retropé, apresenta-se entre os dez e os doze graus aduzidos. Existe equilíbrio entre os arcos medial, lateral do pé e com o tornozelo, devido ao relacionamento a nível perpendicular do tornozelo, do retropé, e do antepé. O pé é perpendicular à perna na articulação do tornozelo. A articulação subastragalina encontra-se numa posição neutra, a articulação mediotársica em pronação máxima, as articulações metatarsofalângicas e interfalângicas neutras (Subotnick, 1999). Posição esta que é definida como a posição do pé em que o ângulo formado entre a bissecção do terço distal da perna e da bissecção do calcâneo é de 0° (Hunter, Dolan & Davis, 1995; Root, Orein, Weed & Hughes, 1971 citado por C. G. Mattacola et al., 2007). O tipo de pé normal encontra-se alinhado com altura normal do arco longitudinal medial durante bipedestação (figura 2). No plano frontal, estes pés apresentam um antepé horizontal e o calcâneo perpendicular ao chão (Ledoux et al., 2003).

A posição ideal é um estado de equilíbrio entre os ossos e os músculos que protegem as estruturas do corpo das lesões e das deformidades graduais (Bonci, 1999; A. P. Claus, J. A. Hides, G. L. Moseley, & P. W. Hodges, 2008).

A organização e a função de determinados tipos de pés são responsáveis por algumas deformidades a nível do membro inferior (Valmassy, 1996). O aparecimento de pé plano dever-se-á à perda da sua sustentação estrutural dita normal, originando assim alterações da forma do pé (Van Boerum & Sangeorzan, 2003). Já em 1940, Bankart definia pé plano como uma condição em que o arco do pé está anormalmente baixo, acreditava que o arco longitudinal interno era mantido devido a uma grande extensão de ligamentos e da fásia, na planta do pé, e que, quando estes cediam, estávamos perante um pé plano (citado por D'Amico, 2001; Ledoux, et al., 2003; Valmassy, 1996). Um desequilíbrio entre as forças, que são responsáveis por manter o arco, leva ao abatimento do mesmo, originando assim a perda do arco longitudinal medial, como se pode observar na figura 3 (M. A. Caselli & George, 2003; Van Boerum & Sangeorzan, 2003). No plano frontal, o calcâneo apresenta-se numa posição evertida aumentada (D'Amico, 2001; Ledoux, et al., 2003; Valmassy, 1996).

O pé plano para Rochera (1994), consiste num desvio em valgo do calcanhar, que é acompanhado por uma diminuição mais ou menos significativa do arco longitudinal medial. De acordo com McCall (2001), no pé plano, o calcâneo não faz a flexão dorsal normal, o arco longitudinal encontra-se diminuído e o ângulo entre a superfície inferior do calcâneo e a linha central do quinto metatarso está aumentado.

No pé plano a articulação tibiotársica encontra-se em flexão plantar, a articulação subastragalina em pronação, a articulação Chopart em abdução e dorsiflexão e o resto do pé em supinação (Rochera, 1994).

Podemos assim referir que no pé plano o calcanhar encontra-se numa posição valga (Lelièvre, 2005; Subotnick, 1999), o arco longitudinal medial abatido, o antepé posicionado externamente relativamente ao retropé, e os dedos do pé estão geralmente virados para fora, com o quarto dedo do pé

ao meio da rótula (Subotnick, 1999). Esta posição do pé provém da pronação resultante do centro de gravidade e das forças laterais à linha central que passa ao longo do pé, faz a bissecção ao nível do retropé e passa para fora do segundo dedo do pé (Subotnick, 1999).

O pé plano é uma deformidade que resulta da perda de estruturas de suporte dinâmico e estático do arco longitudinal medial em que este se encontra abatido (Richie, 2007). Sendo que Kulcu e colegas (2007), acrescenta que pode ocorrer em apenas um ou em ambos os pés e que é uma situação comum tanto em adultos como em crianças. Os pés planos podem ser caracterizados em adquiridos ou congénitos (M. A. Caselli & George, 2003). Ao descrever o pé plano adquirido no adulto, referimos a existência de abatimento do arco longitudinal medial do pé, pela deficiência das estruturas em conseguirem suportar os tecidos moles na zona posterior e medial do pé ao nível do tornozelo e da subastragalina (Giza, Cush, & Schon, 2007).

1.1.1 Etiologia do pé plano

De acordo com Rochera (1994), existe uma classificação etiológica das diferentes formas de pé plano. Assim sendo, temos o pé plano por alterações ósseas, que pode ser devido ao astrágalo-vertical congénito, por alterações do escafóide, por sinóstoses ósseas ou pós-traumático; o pé plano por alterações músculo-ligamentares pode ser devido à laxitude infantil, a alterações endocrinológicas, a artrite reumatóide ou por infecções sistémicas; e por fim temos o pé plano por alterações neuromusculares, devido a paralisias flácidas, a paralisias espásticas, a miopatias ou por retracção do tendão de Aquiles.

De acordo com Donatelli (1996), podemos classificar pé plano em três características, são elas: a nível congénito, adquirido e secundário a doenças neuromusculares. A nível congénito pode ser devido a factores genéticos ou devido a uma má posição intra-uterina do feto. As deformidades de origem congénita podem ser caracterizadas em flexíveis ou rígidas. Como causas de pé plano rígido congénito de origem genética temos os pés valgus convexos, a colisão tarsal e metatarso *varus* congénito

e a causa de pé plano flexível congénito *talipes calcaneovalgos*. O pé plano adquirido pode resultar de anormalidades intrínsecas ou extrínsecas a nível do pé e do tornozelo. Nas causas intrínsecas temos os traumatismos, laxitude ligamentar, anormalidades dos ossos na articulação do tornozelo, antepé varo, antepé supinado, retropé varo e por fim articulação do tornozelo em equinos, enquanto nos factores extrínsecos temos as deformidades rotacionais das extremidades e as discrepâncias de comprimento nas pernas.

No desenvolvimento do pé plano, normalmente são atingidas as principais articulações do pé em que existe uma alteração dos movimentos triplanares do pé e da sua posição (D'Amico, 2001). O pé plano adquirido pode ter origem na compensação da articulação subastragalina tendo esta compensação o objectivo de modificar as anormalidades intrínsecas e extrínsecas do pé (Rochera, 1994). O pé plano adquirido no adulto está também associado a pacientes com diabetes, a pacientes com algum tipo de artrite e por fim e menos comum, de origem neuropática (M. A. Caselli & George, 2003). Podemos também ainda referir que pé plano adquirido no adulto pode ocorrer por deformidades artríticas ou traumáticas (Giza, et al., 2007). Mas Richie (2005), acrescenta ainda que pode ter origem por tumores, doenças neuromusculares. O pé plano no adulto pode-se apresentar por deformidades de flexibilidade, ou com características de rigidez, como por exemplo o pé artrítico (Giza, et al., 2007).

Uma das causas de pé plano é o excesso de peso ou obesidade (o pé vai ter que se modificar para conseguir suportar as novas forças a que está sujeito, provocando muitas vezes o aplanamento da abóbada plantar (Seeley, Stephens, & Tate, 2001), sendo que a altura do arco longitudinal medial encontra-se mais baixa, nas crianças com essas características, por suportarem continuamente a massa em excesso do corpo. Acredita-se que estas mudanças estruturais, que afectam a capacidade funcional do arco longitudinal medial, podem progredir se o excesso de peso se prolongar por toda a infância e em adulto (Hiller & Pinney, 2003).

O excesso de hipermobilidade é uma das causas que leva ao aplanamento do arco e pode ser associado à laxitude congénita ou a laxitude ligamentar (D'Amico, 2001; Subotnick, 1999).

Num estudo mais recente com o objectivo de estudar se os indivíduos com síndrome de *stress* tibial (SST) apresentavam um rebaixamento do navicular ("navicular drop²") aumentado e uma deformação do arco longitudinal medial durante a bipedestação, comparando com indivíduos saudáveis. Como objectivos secundários procurou estudar a relação entre o arco medial em bipedestação e ao caminhar. Observaram que os indivíduos com SST apresentavam um rebaixamento e uma deformação do arco medial superior à dos indivíduos saudáveis e não encontrou qualquer relação entre a deformação do arco longitudinal medial em bipedestação e em dinâmica em ambos os grupos (Bandholm, Boysen, Haugaard, Zebis, & Bencke, 2008).

Segundo Van Boerum & Sangeorzan (2003) a debilidade a nível das estruturas que suportam o arco, como a muscular, a ligamentar, ou das estruturas ósseas, conduziram ao abatimento do arco longitudinal medial. Os principais factores que contribuem para pé plano adquirido são: a tensão excessiva no *tríceps* sural, a obesidade, a disfunção do tendão tibial posterior (DTTP), a laxitude ligamentar na fáscia plantar ou em outros ligamentos plantares que têm a função de suportar o arco. O músculo tibial posterior é a chave do suporte dinâmico do arco longitudinal medial do pé, quando ele falha, lentamente o arco entra em colapso (Wiewiorski & Valderrabano, 2011). Sendo assim o pé plano adquirido pode aparecer pela combinação de forças que leva ao aplanamento do arco ou à diminuição da sustentação do mesmo.

Segundo Richie (2005), o pé plano no adulto consiste numa deformidade progressiva e sintomática, que resulta do pé plano congénito, que leva à DTTP e da perda resultante da integridade das estruturas ligamentares do tornozelo e da subastragalina. Assim sendo reconhece a deformidade adquirida como o resultado de *deficit* biomecânico de origem congénito.

² O teste estático Navicular Drop (ND) foi concebido como um teste clínico rápido para estimar pronação do pé durante as condições dinâmicas (Brody, 1982 citado por Rathleff, Nielsen, & Kersting, 2012).

Fuhrmann e colaboradores em 2005 também defendem que apesar da etiologia de pé plano não ser clara, a deformidade é atribuída à laxitude ligamentar e à DTTP (Fuhrmann, Trommer, & Venbrocks, 2005). A forma adquirida do pé plano no adulto resulta normalmente na insuficiência ou na DTTP (M. A. Caselli & George, 2003; Hiller & Pinney, 2003). A disfunção e ruptura do tendão tibial posterior (TTP) resulta em pé plano unilateral adquirido, valgo do retropé, abdução do antepé e subluxação talonavicular. Inspeccionar o pé da parte de trás, os dedos pequenos estão mais visíveis lateralmente às articulações do tornozelo do que no lado não envolvido, devido ao pé plano valgo (Johnson, 1983 citado por Balint, Korda, Hangody, & Balint, 2003). Este músculo é o principal inversor (Johnson & Strom, 1989) e um dos responsáveis pela manutenção do arco longitudinal medial, ajudado pelas estruturas cápsulo-ligamentares da região. Na sua disfunção, teremos o valguismo progressivo do retropé associado à diminuição da altura do arco e conseqüente abdução do antepé, caracterizando o pé plano adquirido do adulto (Barroco, Lemos, & Nery, 1998; Vianna & Vianna, 2004). Segundo Caselli & George (2003), Subotnick (2007), Giza et al.(2007), Sizensky & Marks (2005) e Subotnick (1999) o pé plano adquirido adulto, é uma conseqüência na DTTP, este mesmo tendão com uma disfunção causa uma mudança no centro de pressão e um anormal abatimento das estruturas mediais do pé, isto pode ser a razão pela qual uma DTTP leve a um aparecimento de um pé plano (Imhauser, Siegler, Abidi, & Frankel, 2004). Na mesma linha de pensamento, Giza, Cush, & Schon (2007) referem que a DTTP pode ser a causa de pé plano adquirido no adulto, caracterizada pelo abatimento do arco longitudinal medial, que por sua vez altera o suporte póstero – medial dos tecidos e estruturas do tornozelo e do retropé (Giza, et al., 2007). Richie, (2005) acrescenta que esta disfunção pode ter origem em idades juvenis. Esta causa é mais comum nas mulheres e pode estar associada à obesidade (M. A. Caselli & George, 2003; Crevoisier & Assal, 2007).

Os pés planos unilaterais e idiopáticos estão associados à insuficiência ou ruptura do tendão do músculo tibial posterior (Subotnick, 1999). A disfunção deste é uma deformidade progressiva que pode resultar no

desenvolvimento de uma deformidade patológica do pé plano. Numerosas publicações têm estudado os efeitos das intervenções clínicas em estágios específicos de progressão da DTTP, mas ainda há incerteza quanto à identificação clínica da doença. Não há dúvidas que a qualidade de vida dos pacientes com DTTP é significativamente afectada. Este tendão origina-se a partir da zona posterior da membrana interóssea e dos dois terços superiores da parte medial da zona posterior do perónio. Tem igualmente uma origem da parte superior a partir da zona posterior da tibia e do septo intermuscular dos músculos adjacentes do compartimento posterior (Durrant, Chockalingam, & Hashmi, 2011). Devido à sua orientação com a articulação subastragalina e o eixo da articulação do tornozelo, o TTP é um plantarflexor na articulação do tornozelo e um inversor do pé ao nível da articulação subastragalina, sendo portanto, conhecido como um supinador principal do pé durante a postura (Funk, Cass, Johnson, 1986; Mueller, 1991; Fenn, Murley, Buldt, Trump, Et al, 2009 citado por Durrant, et al., 2011). Ele é o principal dinamizador na estabilização do arco longitudinal interno do pé, a disfunção deste tendão pode resultar de um trauma ou de uma progressiva degeneração, podendo levar a um pé plano doloroso. A avaliação clinicamente deste tendão baseia-se no teste da ponta dos dedos e um valgo persistente do retropé durante a elevação do calcanhar (Simonsen et al., 2006).

Num estudo de revisão sobre a DTTP, é possível identificar discretos estádios clínicos nos seus sinais e sintomas (Johnson & Strom, 1989; Bluman, Title & Myerson, 2007; Myerson 1996 citado por Durrant, et al., 2011). É possível que o tendão se degenera gradualmente e progressivamente em 2 anos, como consequência de uma biomecânica anormal dos membros inferiores. Existe uma falta de consenso em torno da etiologia da DTTP. Os investigadores que trabalham no campo da medicina músculo esquelética diferem nas suas opiniões sobre as causas da DTTP, descrevendo a condição como tendo uma etiologia desconhecida ou uma etiologia complexa mal compreendida. Como a patogénese do desenvolvimento e progressão da DTTP envolve a ruptura e desorganização de tecidos específicos no tendão, a etiologia da condição torna-se

multifactorial. Num estudo mais aprofundado por Deland e seus colaboradores (2005), relataram a presença de numerosas anormalidades nos ligamentos do pé em pacientes diagnosticados como tendo DTTP (citado por Durrant, et al., 2011). Durrant em 2011 observa que as informações sobre os estadios da DTTP no exacto momento do diagnóstico dos participantes não estavam claros. Sem essa informação, é impossível determinar em que ponto o TTP se torna verdadeiramente disfuncional em termos do desenvolvimento do pé plano e, portanto, em que ponto o ligamento plantar torna-se envolvido na disfunção. Isto sugere que o factor etiológico primário envolvido no desenvolvimento da deformidade do pé plano pode estar relacionado com a ineficiente contenção do complexo ligamentar. No entanto, existem uma variedade de problemas com este tipo de estudo. O estudo não forneceu qualquer informação adicional sobre se a DTTP ocorre como um problema primário ou secundário (Durrant, et al., 2011). No estudo de Jennings and Christensen em 2008 os resultados sugerem que a destruição da contenção do complexo ligamentar altera significativamente a arquitectura do pé e que, com a recarga do TTP, essas mudanças não são significativamente reduzidos. Isto sugere que o factor primário etiológico envolvido no desenvolvimento de deformidade pé plano poderá ser uma ineficiente contenção do complexo ligamentar (citado por Durrant, et al., 2011). Histologicamente falando, os tendões são predominantemente compostos por colagénio tipo I e quantidades menores de outros tipos de colagénio como III, IV, V, no entanto, pesquisas mais recentes sobre a composição do TTP afectado, sugeriu que este tipo de colagénio muda na presença de uma disfunção (Gonçalves-Neto, 2002; Kannus, 1991; Satomi, 2008 citado por Durrant, et al., 2011). Os critérios existentes sugerem que é possível identificar as fases discretas nos sinais clínicos e sintomas da progressividade da DTTP. A adopção dessa abordagem permitirá a identificação de uma relação entre os sintomas apresentados e as características clínicas de fases específicas da DTTP. Esta classificação das diferentes fases da DTTP é essencial para um diagnóstico clínico bem-sucedido. Os sistemas de classificação utilizados na prática clínica incluem a intervenção cirúrgica e a sugestão para a adição de

tratamentos conservadores nas fases iniciais. Tais sistemas estão sujeitos a diferentes interpretações e, portanto, podem sofrer inter e intra variabilidade. Os sistemas de classificação actuais são predominantemente destinados a estabelecer um quadro que pode vir a ajudar intervenção cirúrgica oportuna, há pouco reconhecimento ou conhecimento na literatura dos méritos da gestão precoce conservadora que podem ser prestadas pela profissão da podologia. Em 1989, Johnson & Strom informaram-se sobre a progressão das várias fases da condição patológica. Este sistema de classificação em três fases, juntamente com o tratamento sugerido e de gestão, manteve-se durante cerca de 10 anos (Johnson & Strom, 1989 citado por Durrant, et al., 2011). Nesse ponto, uma quarta etapa foi adicionado à classificação de Johnson e Strom, reconhecendo que este sistema não acomodava todas as variações observadas clinicamente (Johnson & Strom, 1989; Myerson, 1996 citado por Durrant, et al., 2011). Myerson, em 1996, adicionou uma quarta fase para a classificação, identificando que, na fase final, o retropé encontra-se num estado valgo e rígido, com a única opção de tratamento disponível sendo uma ortótese fixa tornozelo-pé e uma tríplice artrodese do retropé e tornozelo (citado por Durrant, et al., 2011). Em 2007, publicaram um sistema de classificação redefinidos que tem várias subdivisões para cada fase (I-IV), tendo em conta outros sinais que anteriormente não foram classificados como: supinação do antepé, abdução do antepé, e a instabilidade da coluna medial. O estágio I é identificado como tendinites ou ruptura parcial e que se subdivide em doença inflamatória secundária à doença sistémica, ruptura parcial com "anatomia normal do retropé", e ruptura parcial com um leve valgo do retropé. As características da fase II são identificadas como atenuação significativa do tendão ou ruptura franca. Esta fase II é subdividida em três subcategorias, a primeira subcategoria é ainda dividido em duas vezes mais. Fase IIa reconhece o retropé valgo como a característica principal, e alguma supinação do antepé também pode ser aparente. Fase IIa1 é caracterizada pela definitiva presença do antepé varo em compensação do antepé valgo. O antepé varo é flexível e pode ser passivamente corrigido. O estadio IIa2 é caracterizado por um antepé

rígido, fixo e varo. O retropé permanece flexível. A fase IIb é caracterizada por um antepé abducto normalmente em conjunto com um retropé valgo. O complexo da articulação mediotársica pode ser o envolvimento primário ou a das articulações metatarso-cuneiformes, comumente apresentando-se como osteoartrite da segunda articulação cuneiforme do segundo metatarso. Etapa IIc é caracterizada pela instabilidade do primeiro raio medial, sendo esta a apresentação mais notável desta fase. Os autores afirmam que o primeiro raio instável faz com que o retropé prone, o antepé permanece em supinação (antepé varo) e é fixo. De acordo com Bluman (2007), o pé quando colocado o retropé em posição neutra faz com que o primeiro raio dorsiflexione, obrigando assim a subastragalina a pronar, causando a sensação de choque (citado por Durrant, et al., 2011). A outra razão para o retropé pronar será para compensar o varo do antepé, ou, supinação do antepé. Isto seria não permitir o contacto suficiente do antepé ou tornando o pé instável como um resultado compensatório da pronação subastragalina. Isto, mais uma vez, teria o efeito de empurrar o primeiro raio em dorsiflexão, tornando todo o pé instável e propulsivo originando um efeito negativo sobre o TTP enquanto os ligamentos restantes tentam resistir à pronação anormal do retropé (Bluman, 2007 citado por Durrant, et al., 2011). As fases finais não divergem muito entre elas e mesmo às orientações previamente publicadas, onde se referem a uma deformidade de retropé rígido. Fase III está associada a uma ruptura avançada do tendão e é caracterizada por um valgus do retropé que é rígido, e pode também haver uma deformidade do antepé, e muitas vezes uma abdução rígida do antepé. Estágio IV está associado a um estadio avançado exibindo também sinais de um pé plano rígido, afectando tanto o retropé como o médio pé, incluindo também um grupo com um valgo da tibiotársica iatrogénico, onde o desalinhamento pode ter ocorrido. É também provável que seja a insuficiência do ligamento deltóide. Usando este sistema de classificação, todas as etapas, excepto a fase I, requerem uma intervenção cirúrgica que vão desde a transferência do tendão à tríplice artrodese (Durrant, et al., 2011).

Embora seja geralmente e clinicamente aceite que a DTTP é progressiva e leva a uma deformidade do pé plano adquirido, Yeap e seus colaboradores, em 2001, parecem contradizer esse entendimento ao investigaram o efeito de transferência do TTP e a sua consequência na forma do pé e o seu desenvolvimento patológico da deformidade do pé plano. Os resultados do estudo sugeriram que o pé plano adquirido do pé adulto pode não ser o resultado de uma DTTP (citado por Durrant, et al., 2011). Rabbito e seus colaboradores em 2011, dizem-nos que a pronação aumentada do pé é conjecturada para colocar uma maior pressão sobre o músculo tibial posterior, explicando assim parcialmente a razão da natureza progressiva desta disfunção (Rabbito, Pohl, Humble, & Ferber, 2011).

1.1.2 Razão da pronação

Sabemos que a postura ideal é um estado de equilíbrio entre os músculos e os ossos que protegem as estruturas do corpo das lesões e das deformidades progressivas (Bonci, 1999; A. Claus, J. Hides, G. L. Moseley, & P. Hodges, 2008). A pronação é normal na parte do ciclo da marcha que ajuda na absorção de choque e adaptação às novas superfícies durante a fase de postura do ciclo da marcha (Buchbinder, Napora, & Biggs, 1979; Perry & LaFortune, 1995; Pinto, Souza, & Maher, 2012; Winkelmeier, et al., 2006). Com a pronação, a articulação mediotársica desbloqueia e o pé torna-se mais flexível para ajustar-se à superfície subjacente, auxiliando na manutenção do equilíbrio. Inversamente, a articulação mediotársica fica bloqueada em supinação para maximizar a estabilidade do pé e proporcionar uma alavanca rígida para impulsionar. (Neely, 1998 citado por Cote, et al., 2005). A pronação em si é vista como uma componente importante na fase de apoio durante o ciclo de caminhar, uma vez que providencia a absorção das forças de reacção do solo desbloqueando a articulação mediotársica e diminuindo o arco longitudinal medial, é uma fase de desaceleração do movimento acompanhada da rotação interna da tibia (Hargrave, Carcia, Gansneder, & Shultz, 2003). Ao longo do tempo, o que pode ser considerado um pequeno desvio, a partir da marcha normal, pode levar a uma variedade de distúrbios dos membros inferiores (Chevalier

& Chockalingam, 2011). Se ocorrer a excessiva e prolongada pronação durante esta primeira fase de apoio, surge a excessiva rotação interna da tíbia, que por sua vez acarreta um conflito de forças torsionais sobre o membro inferior, aumentando o risco de lesão sobre o pé, joelho, anca e coluna, nomeadamente, as fasciítes plantares, lesões do ligamento cruzado anterior, *stress* tibial medial, fracturas de *stress*, síndromes patelofemorais, entre outros (Hargrave, et al., 2003). A postura anormal do pé, como a excessiva pronação, foi identificada como predisponente e/ou factor causador de disfunções severas do pé e membro inferior (Billis, et al., 2007; Hertel, Sloss, & Earl, 2005). A pronação excessiva é caracterizada por um nivelamento do arco medial e um mediopé hipermóvel mas pode também instalar grandes exigências sobre o sistema neuromuscular para o estabilizar e manter a posição vertical. A pronação é proposta a conduzir a um aumento da rotação interna da perna e uma inclinação anterolateral pélvica. Isto pode então levar a um aumento tensional (alongamento) num número de musculatura pélvica incluindo o iliopsoas, piriforme e os glúteos, subsequentemente levando a uma rotação da lombar vertebral afectada do corpo, e alterar as forças dinâmicas dentro da região lombar durante a marcha (Botte, 1981 e Minkowsky, 1996 citado por Bird, Bendrups, & Payne, 2003).

A postura e arquitectura do pé podem ser afectadas pelo comprimento da perna e pela atitude da pelve. A posição mais comum de pé pronado é tipicamente encontrada no lado da perna mais longa. O pé supinado também está associado à perna mais curta. Um resultado bem conhecido da postura do pé é a sua capacidade de afectar e ser afectado pelo comprimento do membro inferior. O pé pronado actua para "encurtar" a perna mais comprida e o pé supinado para "alongar" a perna mais curta. O pé pronado também provoca a rotação interna da extremidade inferior enquanto o pé supinado produz uma rotação externa da mesma (Donatelli, 1996).

A pronação é um componente importante na fase de apoio durante o ciclo de caminhar, a situação problemática resulta se essa mesma pronação prolonga-se no tempo e na magnitude, nomeadamente se o calcanhar se

eleva e se separa do solo. O movimento do retropé é um componente-chave do ciclo da marcha. McGinnis em 1999, descreve o movimento do retropé, em cadeia cinética fechada como, "o padrão sequencial natural de pronação e supinação durante a fase de apoio (...) " (citado por Winkelmeier, et al., 2006). Os movimentos associados à pronação incluem dorsiflexão da articulação tibioastragalina, a abdução do antepé, e eversão do calcâneo (Winkelmeier, et al., 2006). Uma amplitude adequada de flexibilidade da articulação tibiotársica e do pé é um componente necessário para o desempenho das actividades funcionais, tais como correr, subir e descer escadas, e uma variedade de actividades físicas que exigem uma boa adaptação do movimento de flexão do joelho que permite avançar sobre o pé quando em contacto com o solo (Cavanagh, 1990; Brukner & Khan, 2001; Donatelli, 1996; Bohannon, Tiberio & Zito, 1989; Bennell, Talbot, Wajswelner, Techovanich & Kelly, 1998 citado por Jones, Carter, Moore, & Wills, 2005). Há uma exigência biomecânica para a parte inferior da perna em combinação com rotação interna da tibia, sobre a articulação tibiotársica, permitindo que a articulação subastragalina desbloqueie após contacto do pé para a marcha normal. Isso difere da avaliação realizada em decúbito (cadeia cinética aberta) uma vez que a tibia se encontra numa posição fixa, e não permite observar a relação o efeito da carga corporal. A avaliação da dorsiflexão da articulação da tibiotársica em carga contempla um movimento funcional, incorporando a articulação tibio-peróneo inferior, a articulação tibiotársica, a articulação subastragalina e as articulações mediotársicas. É um movimento em cadeia cinética fechada que através do contacto inicial do pé para o médio apoio, envolve a dorsiflexão da articulação tibiotársica, o movimento anterior da tibia sobre o astrágalo, rotação interna da tibia, a abdução do astrágalo e a eversão do calcâneo (Donatelli, 1996 citado por Jones, Carter, Moore, et al., 2005). Esse movimento é essencial na avaliação e tratamento das lesões do tornozelo (Jones, Carter, Moore, et al., 2005).

A pronação anormal é quantificada como pronação máxima para além de 25% da fase de apoio do ciclo do caminhar, pode também ser anormal se ocorrer fora de sequência ou na hora errada durante a fase de apoio

(Genova e Gross, 2000 citado por Winkelmeyer, et al., 2006). Retropé com excessiva eversão e rotação interna da tíbia durante os movimentos repetitivos, estão associados com tendinopatia do Aquiles, síndrome de *stress*, síndrome de dor patelofemoral e lesões do joelho (Mansour Eslami et al., 2008). A pronação excessiva tem sido implicada no desenvolvimento de numerosas lesões do membro inferior e é sugerida a produzir disfunção biomecânica a nível proximal (Barwick, Smith, & Chuter, 2012). A fraqueza muscular proximal e a alteração de controlo motor também têm sido implicados no desenvolvimento de numerosas lesões dos membros inferiores, muitos dos quais foram previamente atribuída a excessiva pronação do pé (Barwick, et al., 2012).

Pronação excessiva e pronação do pé no final de fase de apoio do caminhar podem resultar em diminuição da transmissão de força e capacidades de propulsão, para além da anormal aplicação de forças de reacção ao solo sobre o pé (Root, Orien, Weed 1977; Tiberio 1988 citado por Winkelmeyer, et al., 2006).

Parece que não existe consenso quanto à terminologia utilizada para descrever a condição pé plano/pé hiperpronado e, mais notavelmente, pouco reconhecimento do facto de que não há evidências que sugerem que, se o diagnóstico precoce é feito, então a intervenção conservadora que poderia ser fornecido por um podologista, nega ou pelo menos podia adiar a necessidade de um encaminhamento cirúrgico e subsequente intervenção cirúrgica. Se uma combinação de abordagens pode ser adoptada usando a intervenção conservadora podiátrica, com intervenção cirúrgica, apenas quando indicada, pode reduzir a necessidade de cirurgia mais radical, o que evitaria significativos efeitos adversos sobre a função do pé.

1.2 Erudição da pronação adaptada às Ortóteses

Plantares

A ortopedia e a biomecânica do pé são duas disciplinas podológicas estritamente relacionadas. Todos os avanços ortopédicos que se realizaram em Podologia nos últimos anos foram precedidos de um avanço no

conhecimento da função e comportamento do pé e do membro inferior no seu conjunto (Wernick, 2001).

Qualquer material colocado dentro do sapato, entre a sola e o pé, pode ser considerado como uma ortótese plantar, desde que influencie nas forças que actuam no pé (Williams & Nester, 2010).

Actualmente existem diferentes opiniões em torno da teoria biomecânica do membro inferior, a sua patomecânica e os métodos de fabricação ortótica que se aplicam. Esta diversidade de opiniões, junto com as novas teorias contemporaneamente emergentes (Fuller, 1999; Dananberg, 2000; Kirby, 2001), pode suscitar em certas ocasiões um ambiente de confusão e cepticismo no clínico. Nesta mesma linha, existem muito poucas publicações científicas que mostrem evidências comparativas de todas as técnicas ortopédicas que hoje se aplicam (K. B. Landorf, Keenan, & Herbert, 2004; Rome et al., 2004) o qual ajuda a criar ainda mais confusão.

As ortóteses³ plantares são utilizadas para tratar e diminuir a patologia (Nicolopoulos 1999 citado por Reed & Bennett, 2001), por definição, uma ortótese é um dispositivo que é usado para proteger, apoiar, ou melhorar partes do corpo que se movem (M. A. Caselli, 2004), e realinhar o esqueleto do membro inferior (Mills, Blanch, & Vicenzino, 2012). Na realidade a maioria das ortóteses plantares oferecem um certo grau de propriedades tanto acomodativas como funcionais. Em geral, as ortóteses plantares são concebidas para realizar uma ou mais das seguintes características: 1) reduzir o choque, 2) reduzir fricção, 3) aliviar as áreas de excessiva pressão plantar, 4) apoiar e estabilizar as articulações do pé, e 5) limitar o movimento das articulações (Myerson, 2000 citado por M. A. Caselli, 2004). Dez maneiras de como as ortóteses podem ajudar são: (I) adicionam equilíbrio para a vida; (II) absorvem choques; (III) ajudam a reduzir as dores biomecânicas; (IV) melhoram a biomecânica do joelho; (V) alinham o corpo; (VI) alcançam uma melhor postura; (VII) aliviam as complicações de doenças que afectam os pés; (VIII) aumentam o

³ Ortóteses são dispositivos aplicados externamente que visam diminuir cargas anormais do pé (Colagiuri, Marsden, Naidu, & Taylor, 1995).

desempenho atlético; (IX) fornecem elasticidade na sua etapa e (X) satisfação (Charrette, 2004).

Tais dispositivos são projectados para proporcionar estabilidade e realinhar o arco do pé, e ter um verdadeiro sucesso em aliviar os sintomas dos pacientes (Franco, 1987; Noll, 2001; Rodgers, 1995; Stell and Buckley, 1998 citado por Chen, Lou, Huang, & Su, 2010).

O uso de ortóteses no pé tem sido exaustivamente descrito para o tratamento de muitos problemas biomecânicos (Pratt, 2000). Apesar da sua aplicação clínica ampla e de sucesso, a nossa compreensão dos efeitos biomecânicos do pé com ortóteses é relativamente limitado (Nester, van der Linden, & Bowker, 2003).

Na história da biomecânica e da ortopedia do pé existem duas etapas claramente diferenciadas, cujo ponto de viragem foi marcado pelos trabalhos do podiatra Merton Root, que impulsionou o desenvolvimento de fundamentos biomecânicos destacando a importância das relações dinâmicas das articulações do pé e do membro inferior durante o ciclo do caminhar, em vez de fundamentos puramente estáticos utilizados pela comunidade ortopédica e podológica até então (Menz, 1998). Em finais dos anos 50 e devido a um maior conhecimento dos processos patológicos do pé, Root levou a cabo inúmeros estudos biomecânicos de pacientes e compreendeu a necessidade de uma abordagem mais funcional no estudo do pé, o qual explicava muito melhor a patologia. Como resultado deste extenso trabalho clínico Root idealizou a ortótese funcional (Root, Orien, & Weed, 1977). O conceito de controlo de Root assenta na criação de um dispositivo ortopédico que permitiria ao pé movimentar-se livremente dentro de um padrão normal de movimentos ao mesmo tempo que o impediria de compensar de forma anormal a sua estrutura e função (Root, et al., 1977). Neste contexto o termo "compensação" é definido, segundo Root (1994), como a alteração da estrutura, posição ou função, de uma parte do corpo na tentativa de ajustar um desvio da estrutura, posição ou função de uma outra parte do corpo, podendo a compensação ser normal ou anormal. A compensação normal ou fisiológica é o movimento do pé que ajusta irregularidades de apoio ou desvios na posição de uma parte do

tronco ou membros inferiores, sendo necessária para manter o equilíbrio postural e que normalmente é momentânea e não persistente, não provocando qualquer anormalidade ou deformidade (Root, 1973). Em contrapartida, a posição anormal é o movimento e alinhamento do pé para ajustar uma estrutura ou função anormal dos membros inferiores ou da estrutura. As anormalidades estruturais ou posicionais criam uma necessidade recorrente ou persistente de compensação que se pode tornar patológica. A compensação normal ou anormal do pé termina com a pronação ou supinação da articulação subastragalina ou da mediotársica. Porém, a articulação subastragalina é a principal responsável pela compensação (Root, et al., 1977). O movimento compensatório triplanar que acontece na articulação subastragalina e na mediotársica é, frequentemente a causa da função anormal e da patologia (Root, et al., 1977). Consequentemente, através das ortóteses, procura-se controlar a função anormal (Root, 1994), tal como a pronação (Chevalier & Chockalingam, 2011). Finn em 2007, diz-nos que se o dispositivo corrige a pronação de um paciente na posição estática, então há uma grande probabilidade de que irá corrigir a pronação em movimento. No entanto, se a ortótese plantar nem sequer corrigir na posição estática, provavelmente ela não será muito útil para um paciente em movimento (Finn, 2007). Neste sentido, Bandholm e colegas (2008) tiveram como objectivo de estudo, investigar se os indivíduos que apresentavam um rebaixamento aumentado do navicular se associavam a uma deformação do arco longitudinal medial durante a bipedestação e o caminhar. Como objectivos secundários procuraram estudar a relação entre o arco medial e a bipedestação estática e dinâmica. Não encontraram qualquer relação. Parece que a caracterização do pé em estática pode não ter uma relação directa com o seu comportamento em dinâmica.

Recentes estudos têm mostrado que as ortóteses biomecânicas melhoraram o alinhamento do arco, aumentam a duração da fase de apoio da marcha, e reduzem tanto o ângulo máximo de pronação do pé como da rotação interna da tibia (Eng & Pierrynowski, 1994; Kitaoka et al., 2002; McCulloch et al., 1993; Nawoczenski et al., 1995 citado por Chen, et al., 2010).

Pesquisadores que examinaram a intervenção ortótica naqueles com apoio hiperpronado defendem esta afirmação, encontrando alterações na actividade muscular no tornozelo (Nawoczinski & Ludewig, 1999; Tomaro & Burdett, 1993 citado por Cote, et al., 2005), no joelho (Rose et al., 2002 citado por Cote, et al., 2005) e no quadril (Nawoczinski & Ludewig, 1999 citado por Cote, et al., 2005) quando o grau de pronação é alterado suficientemente (Cote, et al., 2005).

Abel e companheiros (1998), no seu estudo sobre a avaliação da efectividade das ortóteses de tornozelo e pé (AFO's) no controlo do pé equino e plano valgo (após ter avaliado trinta e cinco crianças (18 pé equino e 17 pé plano valgo), observaram um aumento da velocidade do comprimento do passo e na percentagem do apoio unipodal, quando comparado com ortóteses de controlo do retropé em varo, concluindo que da aplicação das AFO's resultam benefícios da eliminação da plantar flexão prematura na melhoria na progressão do apoio no período de contacto (Abel, et al., 1998). Na mesma linha de investigação Balaban e colaboradores (2007) observaram que as AFO's em comparação com as ortóteses de controlo de retropé em varo: (1) melhoram a velocidade do caminhar e tempo de apoio unipodal; (2) o tempo de duplo apoio foi diminuído significativamente e a cadência manteve-se; (3) a dorsiflexão do tornozelo no contacto inicial, no médio apoio foi significativamente superior; (4) a flexão do joelho no contacto inicial foi diminuída; e (5) o consumo de oxigénio diminuiu significativamente durante o caminhar. Concluindo que o uso das AFO's é útil no controlo do equino dinâmico e reduz os gastos energéticos.

Brunner, Meier, & Ruepp (1998), estudaram os efeitos de dois tipos de ortóteses tornozelo-pé (AFO's) durante o caminhar em crianças com hemiplegia espástica. Observaram a cinética, a cinemática e parâmetros como a cadência, comprimento do passo e a velocidade do caminhar. Na generalidade os parâmetros do caminhar melhoraram com qualquer tipo de ortóteses tornozelo-pé. Da mesma forma, Chevalier & Chockalingam (2011), sugerem que mecanismos adicionais, tais como adaptações cinéticas, cinemáticas, e proprioceptivas, poderiam em parte, ser

responsáveis pelos resultados positivos de tratamento ao usar dispositivos de correção.

Bleyenheuft, Caty, Lejeune, & Detrembleur (2008) investigaram o caminhar com falta de dorsiflexão do tornozelo durante a elevação digital e a utilização de AFO's dinâmicas e pré-fabricadas. Observaram a cinemática com testes de 10 metros a caminhar e mediram o consumo energético, sem e com os diferentes tipos de ortóteses. Concluíram que as AFO's dinâmicas melhoravam a velocidade do caminhar e a cinemática do tornozelo, também utilizadas na correção anormal do movimento do retropé, tornozelo e perna durante o ciclo da marcha, restauram a estabilidade e reduzem o grau de excessiva pronação subtalar comum durante a postura na marcha (McCulloch et al. 1993 citado por Winkelmeyer, et al., 2006).

Ferber & Benson (2011), trabalharam com a hipótese da ortótese plantar semi-personalizada, moldada ou não moldada, reduziria o pico da eversão do retropé, o pico de rotação tibial interna, o ângulo do arco longitudinal medial, e a tensão da fásia plantar, em comparação com a condição de ausência de ortóteses plantares.

Os autores Botte, (1981) e Minkowsky (1996), supuseram a hipótese de que a redução da quantidade de pronação anormal com ortóteses nos pés pode resolver alguns casos de lombalgia (citados por Bird, et al., 2003). McCulloch e seus colaboradores (1993) assim como Genova (2000), determinaram, respectivamente, que o uso de ortóteses plantares resulta na redução significativa do grau de pronação e da eversão do calcâneo. A literatura sugere o uso de dispositivos plantares para a redução do grau anormal de pronação, bem como os sintomas clínicos referidos no membro inferior (Winkelmeyer, et al., 2006). Aliciante investigação mostra que o uso de ortóteses reduz a pronação no pé, o colapso de o arco longitudinal e o alongamento associado ao pé (Karl B Landorf, Anne-Maree Keenan, & Herbert, 2009).

Pascual Huerta, Ropa Moreno & Kirby (2009) observaram que a resposta das ortóteses plantares em estática variava entre indivíduos. Pacientes com pronação máxima não evidenciavam o mesmo comportamento, sugerindo

que factores biomecânicos intrínsecos, como a posição da articulação Subastragalina⁴ (SAG) poderiam interferir.

Uma nova teoria da função do pé baseada na localização espacial do eixo articular da subastragalina em relação ao efeito da carga (bipedestação) nas estruturas do pé, relaciona o conceito do equilíbrio rotacional das estruturas resultante de forças externas (como a força reactiva ao solo) e de forças internas (como tensões ligamentares e capsulares) no comportamento do pé e membros inferiores. A exploração da variabilidade individual da localização deste eixo está relacionada com as manifestações clínicas, permitindo assim melhorar a teoria biomecânica podológica (Kirby, 2001). Através da intervenção das ortóteses plantares, presume-se que estas forças ao serem realinhados em relação à superfície de suporte, restabelece a sequência de propulsão, permitindo ao pé funcionar como uma estrutura de alavanca do tipo rígida (Levitz, Whiteside, Fitzgerald 1988 citado por Zammit & Payne, 2007). Esta força orientada verticalmente exercida pela ortótese é denominada por força de reacção da ortótese. Este mesmo efeito é sugerido por se opor às forças de reacção pronatórias terrestres, actuando lateralmente ao eixo da articulação subastragalina (Kirby, Green, 1992 citado por Zammit & Payne, 2007). Teoricamente, através da manutenção do pé numa posição invertida, uma ortótese funcional aumenta o momento de supinação no aspecto mediano da posição do plano transversal do eixo subtalar (Kirby, 1992 citado por Zammit & Payne, 2007). Ao alinhar o pé na, presumível, posição vantajosa de "neutro" ou "invertida", as ortóteses plantares funcionais têm sido sugeridas para alterar o *stress* tecidual e, finalmente, alcançar a redução dos sintomas (Root, Weed, Orien, 1978 citado por Zammit & Payne, 2007). Chevalier e seus colaboradores (2011) dizem-nos que as ortóteses plantares são frequentemente prescritas para modificar o movimento do retropé no plano frontal e, assim, corrigir desalinhamentos. Parte do tratamento passa por colocar a articulação subastragalina em posição de forma a diminuir a eversão do retropé, apoiando o arco longitudinal medial ou colocando um

⁴ Articulação formada entre os ossos astrágalo e calcâneo do pé (Linklater, Hayter, Vu, & Tse, 2009).

post posterior medial na ortótese plantar (Perry, 1992; Root, 1997 citado por Chevalier & Chockalingam, 2011).

Vários estudos sugerem fortemente que as ortóteses plantares são eficazes no tratamento da lesão de esforço. No entanto, enquanto a eficácia clínica dos dispositivos ortopédicos está amplamente documentado, o mecanismo por detrás do sucesso não é bem compreendido (Eggold, 1981, Blake, 1985, Gross, 1991, Landorf, 2000 e Ferber, 2007 citado por Ferber & Benson, 2011). As ortóteses plantares têm sido demonstradas como sendo eficazes para o tratamento de funcionamento relacionados com lesões músculo-esqueléticas (Eggold, 1981 e Kilmartin, 1994 citado por Ferber & Benson, 2011). As ortóteses plantares são comumente usadas para tratar uma variedade de problemas nos membros inferiores, sintomas de dor e lesões, e são amplamente consideradas eficazes no tratamento de muitas anormalidades dos membros inferiores (Chevalier & Chockalingam, 2011; Hodge, Bach, & Carter, 1999).

Sobre os desalinhamentos do corpo, como objectivo de estudo de Tateuchi e seus colaboradores (2011), foi de investigar os efeitos da eversão induzida do calcâneo sobre a cinemática do quadril, pelve e tórax em três dimensões, eles concluíram que a eversão do calcâneo induzida afecta a cinemática tridimensional do tórax através da articulação do quadril e da pelve.

Na tendinite do tendão de Aquiles as ortóteses plantares também foram aplicadas com grande sucesso uma vez que estas reduziram a eversão do retropé associada com excessiva pronação do pé (Wyndow, Cowan, Wrigley, & Crossley, 2010).

Munuera & Mazoterias-Pardo (2011), referiram o antepé varo e a excessiva pronação subtalar associados à dor femuro-patelar. Para os seus participantes neste estudo, as ortóteses plantares personalizadas foram declaradas como sendo um tratamento conservador eficaz para reduzir a sintomatologia dolorosa femuro-patelar.

Por sua vez, Eng & Pierrynowski (1993) e Way (1999) referem que a redução da hiperpronação e subseqüentemente a excessiva rotação da

extremidade inferior com a intervenção de ortóteses plantares foram usadas com sucesso no tratamento de patologia fémur-tibial (citado por Hertel, et al., 2005).

Da mesma forma que MacLean e colaboradores (2008), referem que os doentes com história de sintomatologia dolorosa no joelho beneficiam com o uso de ortóteses plantares reduzindo significativamente a cinemática do retropé (ângulo de eversão máxima e velocidade), aumentando a rotação externa dos joelhos.

Curran (2009) diz-nos que a diminuição da pronação melhora o alinhamento do joelho, comprometendo a absorção do choque na medida de não desenvolver mais sintomas.

Em termos de alívio da dor, as taxas de sucesso variam entre 70% e 90% (Eggold, 1981, Blake, 1985, Gross, 1991 e Landorf, 2000 citado por Ferber & Benson, 2011). Também foi relatado que 53% a 83% dos pacientes continuam a usar as suas ortóteses, mesmo depois de os sintomas serem resolvidos (Donatelli, 1988 e Moraros, 1993 citado por Ferber & Benson, 2011).

Klingman e colegas (1997), descobriram que a rótula imediatamente reposiciona-se medialmente com a utilização de ortóteses plantares com arco medial, assim como a sua utilização está associada a alterações neuromusculares durante o caminhar (citado por Hertel, et al., 2005). Marks e Penton (2004), assim como Bennell e seus colaboradores (2007), com os seus resultados sugerem vivamente a aplicação de ortóteses na tentativa de reduzir a dor do joelho devido a osteoartrite de origem biomecânica.

Por sua vez, existem também evidências que o uso de ortóteses plantares apropriadas são um factor importante na prevenção das dores do pé em pessoas saudáveis e em pessoas com diabetes ou neuropatia periférica na prevenção de úlceras plantares e que a utilização estandardizada de ortóteses de apoio total (OAT) permite a redução das pressões plantares a nível do antepé (Bus, Ulbrecht, & Cavanagh, 2004). A maioria das úlceras plantares neuropáticas ocorre a nível das cabeças metatársicas e sob

deformidades do pé associadas a hiperpressões. Actis e colaboradores (2008) no seu estudo sob um modelo de elementos finitos do segundo raio do pé, observou a influência das OAT nas pressões plantares sobre as cabeças metatársicas e observou que quando comparando as OAT com umas ortóteses estandardizada mas com um acréscimo de 5mm de espuma de *etil vinil acetato* (EVA), estas permitiam uma diminuição significativa das pressões em desfavor da OAT, referindo que o tipo de ortóteses aplicadas em estudos semelhantes pode ser a causa de resultados díspares encontrados entre investigadores e a prática clínica (Actis, et al., 2008).

As ortóteses plantares funcionais geralmente são fabricadas usando a técnica de obtenção neutra e destinam-se a limitar a pronação excessiva da articulação subastragalina que tem sido sugerida por ser responsável por numerosas lesões das extremidades inferiores (James, Bates, Osternig, 1978 citado por Zammit & Payne, 2007). Na revisão da literatura de Murley e colegas (2009), a aplicação das ortóteses plantares é variada e pode ser personalizada ou estandardizada. Sendo que as estandardizadas respeitam apenas o tamanho do pé, sem qualquer adaptação ao molde obtido anteriormente sem elementos funcionais e de *etil vinil acetato* (EVA). As personalizadas podem resultar com varias modificações, nomeadamente com e sem inclusão de elemento estabilizador plantar posterior⁵, com diferentes ângulos de contenção da pronação, com inclinações em varo de 3º, 6º e 9º. Podem ainda ser com elevação do calcanhar em 2cm. As ortóteses personalizadas eram de polipropileno e o elemento estabilizador posterior era em EVA de elevada dureza. Os efeitos do *post* posterior e de moldagem das ortóteses plantares são extremamente diferentes e quando combinados, os efeitos de moldagem parecem ser dominantes (Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2003).

Para Mündermann ainda permanece por determinar se o *post* ou moldagem é mais benéfico em relação a lesões por excessiva sobrecarga. Mas o potencial das ortóteses plantares para reduzir a dor e as lesões é

⁵ Adição de material sob a ortótese plantar, que aproxima o solo ao retopé para conseguir a neutralidade biomecânica (Benasuly & Barragán, 2003).

convicente (Mündermann, et al., 2003). O estudo forneceu informações valiosas sobre o papel de determinados componentes estruturais das ortóteses plantares e contribuiu para o conhecimento sobre o mecanismo subjacente ao efeito das ortóteses plantares na corrida (Mündermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2003). Os efeitos das ortóteses não só podem depender do tipo (*post*, moldagem, ou uma combinação), mas também na sua textura de superfície para estimular a resposta sensorial (ortótese proprioceptiva); além disso, investigações biomecânicas são muitas vezes realizadas em sujeitos saudáveis e não em pacientes (Alex Stacoff et al., 2007).

No estudo de Hertel e companheiros (2005), verificaram que com a utilização de ortóteses plantares com *post* posterior aumentou a actividade dos músculos vasto medial e glúteo médio, no entanto a inclusão de *post* nas ortóteses não influencia significativamente a actividade muscular em diferentes tipos de pés. Noutro estudo onde também foram usadas cunhas para alterar a posição do pé e determinar se as alterações da posição do pé são sensivelmente reflectidas no critério do Índice de Postura do Pé - 6 (FPI-6) com associação de imagens radiográficas, este mesmo estudo demonstrou sensibilidade intra-sujeitos a mudanças globais de supinado para pronado e supinado para posições sem carga, mas insensibilidade às mudanças de descarga para posições pronadas (Scharfbillig et al., 2004).

Shih e seus colaboradores em 2011, também realizaram um estudo onde foi dada uma ortótese macia com um *post* medial no retropé semi-rígido ao grupo de tratamento, e uma ortótese macia sem *post* correctivo ao grupo de controlo. Imediatamente após o uso da ortótese plantar, a incidência da dor reduziu no grupo de tratamento, mas não no grupo de controlo. Como conclusão a ortótese com *post* medial no retropé é uma intervenção útil para prevenir ou reduzir os sintomas dolorosos do joelho ou pé, durante a corrida em corredores com pé pronado (Shih, Wen, & Chen, 2011).

Thierry (2011), sugere que as ortóteses plantares parecem ter certos efeitos genéricos e comuns no membro inferior quando idealizadas para controlar a pronação do retropé.

Clinicamente, a aplicação de ortóteses evidencia melhorar o controlo postural em pessoas com mau alinhamento do retropé, mas embora a pesquisa tradicional ter-se centrado sobre o uso de ortóteses para alterar o ciclo do caminhar, a literatura recente tem vindo a focar o uso de ortóteses como um auxílio para a propriocepção e a estabilidade postural (Carl G Mattacola et al., 2001).

Desta forma, acredita-se que as ortóteses plantares, de uma forma geral, alinham e reduzem as tensões sobre as estruturas ósseas do membro inferior, evidenciando resultados sistemáticos da actividade muscular da extremidade inferior (citado por Mündermann, Wakeling, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2006).

Brodke e companheiros já em 1989 no seu estudo sobre os parâmetros do caminhar em crianças com ortóteses de diferentes materiais observaram que o desgaste das mesmas provoca uma diminuição da velocidade do caminhar e da cadência, e que o tempo electromiográfico do quadricípede foi prolongado. Concluindo com a selecção dos materiais das ortóteses devem ser tidos em conta na intervenção clínica (Brodke et al., 1989).

Outro problema que se levanta, resulta da aplicação de ortóteses plantares personalizadas ou pré-fabricadas. Neste estudo a investigar o efeito de uma ortótese em biomecânica do mediopé, suas descobertas indicam que as ortóteses semi-personalizadas moldadas reduzem a tensão da fásia plantar em comparação a andar sem auxílio de ortóteses (Ferber & Benson, 2011). Zifchock & Davis (2008), também tiveram como objectivo de estudo verificar se as ortóteses semi-personalizadas podiam fornecer conforto e controlo do retropé semelhante aos dispositivos personalizados em indivíduos com excesso de alto e baixo arcos. Ambas as ortóteses foram eficientes em reduzir a velocidade de eversão e excursão. Em comparação, a ortótese personalizada diminuiu significativamente a velocidade de eversão, enquanto que a ortótese semi-personalizada mostrou uma ligeira tendência para a diminuição da velocidade de eversão. No entanto, as diferenças no conforto entre as ortóteses foram geralmente pequenas.

Para pacientes com dor osteomuscular da extremidade inferior, as melhorias imediatas na economia de energia podem ser esperadas com ambas as intervenções. Parece, entretanto, que somente as ortóteses personalizadas mantêm durante mais tempo o seu efeito, comparado às ortóteses pré-fabricadas. Existem diversas opções disponíveis aos clínicos a respeito do tipo de ortóteses plantares que podem ser usadas, assim como numerosas variáveis diferentes da prescrição (Payne, Oates, & Noakes, 2003). A utilização de ortóteses plantares personalizadas resultou em velocidade melhorada da caminhada, ritmicidade da marcha (firmeza), e do equilíbrio dinâmico na direcção médio-lateral. Neste estudo os resultados sugeriram que o uso de ortóteses plantares personalizadas podem melhorar o feedback somatossensorial / proprioceptivo, que, por sua vez, ajuda o indivíduo a pé andar mais rápido e com mais estabilidade, apesar de possivelmente gastar menos energia em comparação com o uso de sapatos regulares e ortóteses plantares pré-fabricadas (Wrobel et al., 2010). Uma vez que a prescrição e aplicação de ortóteses plantares é muito diversificada, não só por áreas de actuação mas também por género sexual do prescritor (K. Landorf, Keenan, & Rushworth, 2001). As ortóteses plantares podem ser realizadas a partir vários materiais, possuindo cada material diferentes características, como a flexibilidade e a elasticidade. O objectivo principal das ortóteses plantares é a compensação de pressões e a normalização da biomecânica do pé, daí a sua grande importância como tratamento podológico (Goldcher, 1992).

Van Meerhaeghe (2006), refere que as ortóteses plantares personalizadas são quase sempre mais correctivas e confortáveis que outras ortóteses. Cornwall & McPoil (1997) referem que existe um apoio medial do antepé mais precoce com as ortóteses plantares rígidas comparado com outras.

Cornwall e McPoil (1997) concluíram no seu estudo que uso de ortóteses plantares rígidas altera os tempos de apoio sobre o antepé no caminhar, sugerindo o uso de ortóteses plantares e materiais menos rígidos por permitir um caminhar mais natural.

Stacoff e colegas (2007) e Eslami e companheiros (2008) referem que as ortóteses semi-rígidas reduzem a eversão do retropé. Os resultados deste estudo indicam que no pé, uma ortótese flexível reduz, significativamente, as forças verticais tanto no caminhar como na corrida (McPoil & Cornwall, 1991). Os resultados sugerem (...) que o uso de ortóteses plantares macias é um meio eficaz de tratamento para o paciente com síndrome de dor femoropatelar (Eng & Pierrynowski, 1993). Stacoff e colegas (2007) referem ainda que as ortóteses plantares com *post* atuam melhor nos momentos eversores que as ortóteses proprioceptivas. Nester e seus colaboradores num estudo do retropé, referem que as ortóteses medialmente modificadas diminuem a pronação do retropé e aumentam a força de reacção ao solo dirigida lateralmente durante a fase de contacto, sugerindo reduzida atenuação de choque (Nester, et al., 2003).

MacLean e colaboradores (2008), com uma intervenção de ortóteses plantares personalizadas semi-rígidas, com resultados de intervenção de curto prazo, levou a reduções significativas nos valores máximos do ângulo de eversão do retropé. Além disso, resultados dinâmicos revelaram que as ortóteses plantares personalizadas têm um efeito imediato sobre a dinâmica e que essa influência ocorre apenas quando as ortóteses são usadas no calçado.

Por sua vez Springett, Otter, & Barry (2007) referem no seu estudo que as ortóteses plantares funcionais são utilizadas por muitos profissionais de saúde como parte da reabilitação para melhorar a função do pé e perna e no tratamento de dor no pé e outros sintomas do sistema locomotor. A maioria dos participantes relatou ter encontrado algum conforto nas ortóteses pré-fabricadas, mas mais importante uma necessidade de se adaptar a elas. Depreende-se destes resultados e de outros, que o baixo custo das ortóteses plantares pré-fabricados para a gestão da dor no pé e perna (em comparação com as ortóteses plantares funcionais), pode justificar a sua utilização. No que respeita ao uso de ortóteses pré-fabricadas para a dor no calcanhar, Landorf, Keenan e Herbert 2004, relatam que *"não é possível recomendar tanto ortóteses pré-fabricas ou personalizadas como sendo melhores e não se pode deduzir que as*

ortóteses personalizadas são mais eficazes ao longo do tempo e, por conseguinte, têm uma vantagem de custo" (citado por Springett, et al., 2007). Inversamente, Rome e seus colaboradores em 2004, reportam que a análise custo-eficácia demonstrada nas ortóteses funcionais, apesar de inicialmente mais caras, resultam numa melhor qualidade de vida em indivíduos com dor no calcanhar do que o uso de palmilhas acomodativas (Rome, Gray, Stewart, Hannant, Callaghan, Hubble, 2004 citado por Springett, et al., 2007). Também Castro-Mendez, Munuera, & Albornoz-Cabello, no seu estudo comprovou que o uso de ortóteses plantares personalizadas para controlar a pronação teve um efeito, a curto prazo, na redução da dor e na incapacidade lombar (2013).

As ortóteses plantares pré-fabricadas têm um efeito positivo na estabilidade e redução de sintomas superior a um ano. Potenciais candidatos para explicar os efeitos das ortóteses plantares são as mudanças na activação dos músculos dos membros inferiores. Estudos iniciais têm documentado substanciais alterações específicas na actividade muscular da extremidade inferior em relação às ortóteses plantares. Na tentativa de explicar estas alterações propuseram uma ortótese plantar suportando o movimento natural de uma articulação, reduziu a activação do músculo, e uma ortótese plantar neutralizando o movimento natural da mesma articulação, aumentou a activação do músculo para manter o movimento natural da articulação. Mündermann e colegas (2003), observaram que as ortóteses plantares têm efeitos de pequena dimensão mas significativos na eversão e inversão máxima do pé durante a segunda parte da fase de apoio do ciclo do caminhar (citado por Mündermann, et al., 2006). Equipamentos plantares têm sido utilizados para corrigir o movimento anormal de retro pé durante o ciclo da marcha, actuando na estabilidade dinâmica e reduzir o grau de excessiva pronação subtalar e diminuir a eversão do calcâneo comum durante a fase da marcha (Winkelmeyer, et al., 2006).

Uma das possíveis explicações para justificar os benefícios das ortóteses resulta das possíveis alterações da actividade muscular da extremidade inferior observadas como reacção à utilização de ortóteses (Nawoczenski & Ludewig, 1999). Há um crescente corpo de evidências sugerindo que

alterações nos padrões de actividade muscular em resposta às ortóteses funcionais pode ser responsável pelo seu efeito terapêutico (Barwick, et al., 2012). Enquanto alguns estudos não mostraram nenhum efeito das ortóteses na mecânica do retropé (Brown, 1995, Rodgers, 1982, Stacoff e 2000 citado por Ferber & Benson, 2011), a maioria dos estudos têm mostrado que as ortóteses plantares controlam alguns aspectos da cinemática do retropé, como o pico da eversão, velocidade de eversão ou amplitude da eversão (Ferber, 2007, Nester, 2003, Mundermann, 2003, MacLean, 2006 e Williams, 2003 citado por Ferber & Benson, 2011).

Ferber, Davis e Williams (2005) por sua vez, defendem que a aplicação de ortóteses plantares personalizadas, com retropé em inversão, não traz benefícios no controlo do movimento do retropé e rotação tibial, sugerindo que os possíveis benefícios destas resultam de outros factores que não no controlo do movimento retropé-tíbia. Noutro estudo, concluíram que este tipo de dispositivo, em particular, não controla o pico de eversão do retropé, rotação interna da tíbia, ou deformação do arco. A moldagem do dispositivo através de temperatura não teve um efeito mensurável sobre as variáveis biomecânicas em comparação com a condição de não-moldada (Ferber & Benson, 2011).

Em contradição com os estudos anteriores, Eslami e seus colaboradores (2008), dizem-nos que ortóteses plantares são prescritas para alinhar o retropé e a tíbia, assim como limitar a eversão do retropé (Chevalier & Chockalingam, 2011), e a rotação interna da tíbia durante a locomoção.

Assim, em todos os estudos anteriormente mencionados em que a rotação interna da tíbia interna foi reduzida através da utilização de ortóteses plantares, uma diminuição na eversão do retropé foi também registado (Chevalier & Chockalingam, 2011). Estas descobertas sugerem que a eversão do retropé é gerada pela rotação interna da tíbia, e não o oposto (Bellchambert & Van Den Bogert, 2000 citado por Chevalier & Chockalingam, 2011).

Heiderscheit e colaboradores (2001), transmite-nos que as medições do movimento do retropé podem ser alteradas não só por causa do tipo de

ortótese utilizada, mas também por causa do método de medição, a colocação do marcador, o movimento da pele, a variável de grupos de sujeitos, a resposta individual do participante à ortótese e também devido à falta de poder estatístico (Heiderscheit, Hamill & Tiberio, 2001 citado por Pascual Huerta, et al., 2009).

Desta forma, Wilson e colegas (2008) defendem que os efeitos biomecânicos e sensitivos das ortóteses plantares na estabilidade postural ainda estão por determinar.

As ortóteses plantares funcionais são frequentemente prescritas para a lesão de membro inferior associada a excessiva pronação do pé e tem sido demonstrado que têm eficácia com condições específicas. No entanto, o mecanismo de acção das ortóteses plantares funcionais é desconhecido (Barwick, et al., 2012).

1.3 Pressões plantares

Estudos efectuados recentemente vieram demonstrar a importância de análise das pressões plantares na prevenção e tratamento de úlceras relacionadas com o pé diabético, nomeadamente nas úlceras neuropáticas. A medição das pressões a nível plantar do pé veio melhorar a efectividade das ortóteses plantares (Sousa, Tavares, Correia, & Mendes, 2007).

Barca, Santi, Tartoni, & Landi (1995) também utilizaram um sistema de pressões para observar os efeitos da microcirurgia da reconstrução do hálux ou da transferência de um segundo dedo do pé pelo primeiro.

Bennett e colaboradores (2007) propuseram introduzir e descrever um novo índice utilizando a análise das pressões plantares para quantificar os graus de equino durante o caminhar em crianças com paralisia cerebral. Utilizaram pedobarografias para estabelecer um guia de orientação e segmentação, observando uma correlação positiva com a medição clínica da dorsiflexão da articulação tibiotársica e com a observação em vídeo utilizando a escala de observação do caminhar. Demonstrando que a avaliação das pressões plantares pode ser útil para a detecção de alterações em pacientes com pé equino espástico.

A medição das pressões plantares fornece informação relativamente ao pé e à função do tornozelo. Ambas as estruturas têm extrema importância a nível do suporte e flexibilidade que permite o desenvolvimento da marcha humana. Assim, a informação obtida pode ajudar na determinação e controlo de vários distúrbios a nível osteomuscular, da biomecânica da pele e foro neurológico. A pressão, também chamada de *stress*, não é mais do que a força por unidade de área (Orlin & McPoil, 2000).

2 Objectivos e Hipóteses

2.1 Objectivos

Os objectivos principais do nosso trabalho são os seguintes:

1. Avaliar quais os efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação

2.2 Hipóteses

Levantamos a seguinte hipótese:

- i. A utilização de ortóteses plantares personalizadas produz alterações imediatas significativas nos tempos de apoio do ciclo do caminhar dos indivíduos com excessiva pronação.
- ii. A utilização de ortóteses plantares personalizadas produz alterações imediatas significativas nas pressões plantares dos indivíduos com excessiva pronação.

3 Metodologia

Ao considerarmos os diferentes métodos de aquisição de conhecimento, reconhecemos o grande valor da metodologia de tipo experimental no que concerne ao desenvolvimento de conhecimentos científicos. A investigação científica é um processo sistemático de recolha e análise de dados que visa resolver o problema que dá origem a cada investigação em particular (Fortin, 1999). Assim traçamos um plano e uma estratégia de investigação com vista a obter respostas válidas às hipóteses formuladas (Fortin, 1999). Para tal, tendo sempre presentes preocupações de objectividade e sistematização, procuramos que o processo de investigação se orientasse por características importantes para o seu avanço e reconhecimento (como a viabilidade, a plausibilidade lógica, o rigor metodológico, ...) organizando a manipulação de variáveis independentes e observando o efeito dessas nas variáveis dependentes, com o objectivo de controlar fenómenos, predizê-los e explicá-los, ou seja, utilizamos um método de investigação experimental (Fortin, 1999).

A abordagem quantitativa, como método sistemático de recolha e tratamento dos dados procura que estes sofram o menor enviesamento possível no decurso destes processos. Numa frase, um processo de investigação ordenado de forma experimental, leva-nos a percorrer uma série de etapas, desde a definição do problema até a obtenção de resultados (Fortin, 1999).

3.1 Amostra

“A amostra é um subconjunto de uma população ou de um grupo de sujeitos que fazem parte de uma mesma população. É, de qualquer forma, uma réplica em miniatura da população-alvo. Deve ser representativa da população visada, isto é, as características da população devem estar presentes na amostra seleccionada” (Fortin, 2000, p. 202).

Após a ponderação cientificamente fundamentada e a avaliação criteriosa sobre todos os benefícios, riscos e opções alternativas, processo em que se contou com a colaboração de um especialista em engenharia e perito na área da segurança em sistemas eléctricos, de acordo com o paradigma experimental a todos os participantes, deve-lhes ser comunicado todo o processo, desde o enquadramento do estudo, seus objectivos, os procedimentos, a natureza dos estímulos e equipamentos que iríamos utilizar, a higiene e segurança destes, e a disponibilidade do investigador para esclarecer qualquer pedido de informação complementar. O consentimento informado deve ser voluntário e declarado, permitindo assegurar a opção de desistência em qualquer momento da recolha de dados, bem como a confidencialidade e o anonimato. A recusa na participação não acarretará quaisquer benefícios ou prejuízos, respeitando assim o conjunto dos princípios éticos fundamentais que se impõe em qualquer investigação deste tipo. Para finalizar, cabe ainda referir o respeito pelos princípios éticos no cuidado em publicar, de forma exacta e com as devidas precauções de anonimato da amostra, os dados e resultados da investigação, disponibilizando tais publicações aos participantes que as venham a solicitar.

A população define-se por sujeitos que apresentam iguais características delimitadas por critérios. Um qualquer trabalho com amostra necessita da caracterização da população em que vai ser efectuado o estudo e de todos os elementos que a constituem (Fortin, 2000). A nossa população será constituída por estudantes da Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa (ESSVS).

A amostra deverá ser seleccionada de forma accidental, não probabilística ou não aleatória, pois só poderão participar pessoas do sexo masculino (controlando por exclusão a variável género), que estejam nas instituições no momento do recrutamento e que se voluntariem para a recolha de dados (Maroco, 2003). A amostra accidental é caracterizada pela facilidade de selecção dos sujeitos, que se encontram num determinado local. Os sujeitos vão sendo incluídos no estudo à medida que chegam ao local, até a amostra apresentar o número de sujeitos pretendidos (Fortin, 2000). A dimensão da

amostra da bibliografia consultada é relativamente pequena (9 a 40 sujeitos) face ao carácter experimental e a aplicação de tratamento individualizado (Murley, et al., 2009).

Desta forma a nossa amostra será constituída por 38 elementos, com idades compreendidas entre os 18 aos 30 anos.

3.1.1 Critérios de inclusão

Indivíduos do sexo masculino;

Pés normais (grupo de controlo (GC)) e hiperpronados (grupo de estudo (GE)) segundo o Índice de Postura do Pé – 6 (FPI-6);

Simetria nas rotações interna e externa dos membros inferiores (Cornwall & McPoil, 1997);

Flexão dorsal da articulação tibiotársica com um *Lunge test* superior a 10 cm ou com uma inclinação da perna em relação ao solo superior a 35 graus (J. Burns & J. Crosbie, 2005; Cornwall & McPoil, 1997).

3.1.2 Critérios de exclusão

Indivíduos com DTTP assimétricos (Subotnick, 1999 e Durrant, 2011);

Indivíduos com deformidades congénitas no membro inferior (Cornwall & McPoil, 1997; Donatelli, 1996);

Indivíduos com pés assimétricos (Donatelli, 1996);

Indivíduos que apresentem pés hipersupinados, supinados e pronados de acordo com o FPI-6;

Indivíduos que apresentem algum tipo de sintomatologia dolorosa (Cornwall & McPoil, 1997; Mundermann, Nigg, Stefanyshyn, & Humble, 2002);

Indivíduos que apresentem qualquer tipo de lesões na extremidade inferior (Mundermann, et al., 2002);

Indivíduos que apresentem algum tipo de alergia aos constituintes das ortóteses plantares ou instrumentos utilizados no estudo;

Não assinem o consentimento informado.

3.2 Materiais e métodos

3.2.1 Caracterização da amostra

Serão controladas variáveis referentes a idade, peso e altura. Para avaliar o peso do sujeito iremos utilizar balança de chão mecânica, classe III marca Seca® 761 e para a altura um medidor KAWE®. Através da balança e do medidor de altura obtivemos o peso e altura respectivamente, para posterior cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC) (Bray & Gray, 1988). Um IMC entre 18 a 24.9 é considerado um peso saudável; de 25 a 29,9 é classificado como sobrecarga ponderal; de 30 a 34.9 classifica-se como obesidade de grau I; de 35 a 39.9 como obesidade de grau II e por último 40 ou mais é classificado como obesidade de grau III, ou seja, obesidade mórbida (Czepielewski, 2003).

3.2.1.1 Dorsiflexão da articulação tibiotársica

O método *Lunge test* para avaliar a flexibilidade da articulação tibiotársica, para despiste de um possível pé equino. O comprimento do tendão de Aquiles é um reflexo da conformidade muscular do sóleo-gastrocnémio e pode ser determinada medindo dorsiflexão da articulação tibiotársica (Moseley, Crosbie & Adams, 2001 citado por J. Burns & J. Crosbie, 2005). O método é efectuado em ambos os pés. Este método foi considerado o mais apropriado de medir o comprimento do tendão de Aquiles. Sendo habitualmente usado numa clínica, é eficiente, não-invasivo e tem a vantagem de ser executado numa posição de carga (J. Burns & J. Crosbie, 2005). Conforme foi indicado por Jones e colegas (2005), para avaliar o *Lunge test* pedimos ao sujeito para colocar o seu pé perpendicular à parede e ir flexionando o joelho, avançando-o na direcção da parede, o pé foi progressivamente afastado da parede até que o ângulo máximo de dorsiflexão da articulação tibiotársica fosse alcançado sem que se verifique a elevação do calcanhar. Após executado o teste, colocámos o inclinómetro digital® alinhado com a linha média do tendão de Aquiles, como se pode observar na figura 4.

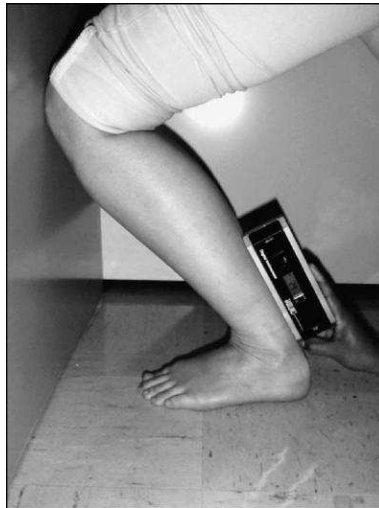


Figura 2 – Medida da escala da flexão dorsal efectuado *Lunge test* (Retirado de J. Burns & J. Crosbie, 2005)

Se o valor de inclinação da perna ao solo for menor que 35° é considerado que existe uma limitação (J. Burns & J. Crosbie, 2005).

O inclinómetro é um instrumento útil e de fácil utilização, Além disso, é um aparelho que apresenta um custo mais alto quando comparado ao goniómetro universal. O inclinómetro digital é de fácil manuseamento por parte do examinador e é independente das referências anatómicas utilizadas na goniometria. O seu funcionamento é dependente da gravidade através de um sensor que capta a medida da angulação do movimento em graus (Jonson & Gross, 1977 citado por Venturini, André, Aguilar, & Giacomelli, 2006).

Segundo Burns & Crosbie (2005) o *Lunge test* é um método clinicamente relevante e de confiança para medir a flexão dorsal da articulação do tornozelo, mas consiste num método limitado pois não diferencia se a limitação da flexão dorsal é devido aos tecidos moles ou a um bloqueio a nível ósseo.

3.2.1.2 Disfunção do tendão tibial posterior

No intuito de avaliar as alterações da insuficiência do tendão do tibial posterior, conseqüentes da pronação aumentada, são seleccionados alguns testes que se julgam ser pertinentes à patologia.

- Teste das pontas dos pés – Considera-se como normal, quando o paciente eleva o corpo nas pontas dos pés com varização do retropé. O teste é considerado anormal quando o paciente não consegue ficar em pontas dos pés ou quando não variza o retropé. Pede-se ao paciente, estando ele perto de uma parede, para equilibrando-se delicadamente com os braços para frente e suas mãos apoiadas na parede. Os pacientes, em seguida, flexionam o joelho de uma perna, levantando o pé oposto do chão, e depois tentam levantar-se em pontas do pé afectado. Com disfunção do tendão tibial posterior, a inversão do calcanhar é fraca ou ausente, e, ou o calcanhar permanece em valgo ou o paciente é incapaz de “subir” para o antepé. Este método avalia a força do músculo tibial posterior seguindo os padrões de Johnson & Strom (Johnson & Strom, 1989 citado por Geideman & Johnson, 2000).

- Mensuração do grau de supinação do antepé – Baseados nas observações de, Hintermann & Gachter em 1996 e Hintermann, Nigg & Sommer em 1994, que apontam este achado clínico como seguro e constante no complexo de deformidades do pé plano adquirido. Esta técnica efectua-se, com o paciente sentado, apoiando o retropé na borda de uma superfície firme e plana, conduzindo o retropé para a posição neutra e corrigindo manualmente os possíveis desvios (valgo exagerado), fixando-o nessa posição. Concomitantemente a cabeça do primeiro metatarso subirá na presença de DTTP e permanecerá no chão se a função tendão tibial posterior for normal (Hintermann & Gachter, 1996). Sua causa é a perda da função do tendão tibial posterior, resultando em achatamento do ALI e consequente alongamento das estruturas ligamentar do apoio plantar medial, em especial o complexo capsulo ligamentar da articulação cuneiforme do primeiro metatarso (Geideman & Johnson, 2000).

3.2.1.3 Diagnóstico da morfologia do pé

Pode-se obter o diagnóstico da morfologia do pé através de vários métodos, são eles: pedígrafo (Dowling, Steele, & Baur, 2004; Mickle, Steele, & Munro, 2006b; Stavlas, Grivas, Michas, Vasiliadis, & Polyzois, 2005), FPI-6 (Redmond, Crosbie, & Ouvrier, 2006), radiografias, valores antropométricos

(Razeghi & Batt, 2002), plataforma de pressões (Bertsch, Unger, Winkelmann, & Rosenbaum, 2004; Crosbie & Burns, 2007; Mickle, Steele, & Munro, 2006a; Taranto, Taranto, Bryant, & Singer, 2005; Urry & Wearing, 2005) scanner a laser (Pfeiffer, Kotz, Ledi, Hauser, & Sluga, 2006).

3.2.1.3.1 *Pedigrafias*

Dos diversos métodos de avaliação da morfologia do pé, a mais utilizada são as pedigrafias, mais amplamente usados para o estudo do arco longitudinal interno. Uma pegada plantar típica consiste em imprimir o retropé⁶, o médio pé⁷ e o antepé⁸ (Stavlas, et al., 2005). Para adquirir a pegada plantar com as características externas do pé utiliza-se este sistema, que é reconhecido como uma ferramenta de confiança, uma base fiel e barata, e que consiste num método não invasivo. Trata-se de um método adequado para seleccionar um grande número indivíduos para investigação. O sistema da pedigrafia apenas caracteriza a forma externa do pé e não prediz as pressões exercidas durante a bipedestação. (Dowling, et al., 2004; Mickle, et al., 2006b). Como técnicas de interpretação mais utilizadas neste método são: *Foot Posture Index* (Redmond, et al., 2006), que identifica o pé plano quando a medida é superior a 11 (J. Burns & J. Crosbie, 2005); *Martirosov's K Index* que identifica o pé plano quando a medida é igual ou superior a 1.17; *Chippaux-Smirak Index* (CSI) diagnostica pé plano quando este é igual ou superior a 45% e o *Footprint Angle* (FPA) diagnostica pé plano quando este se encontra entre 0° e 29.9° (Nikolaidou & Boudolos, 2006).

Com base nas pedigrafias em ambos os pés, os métodos CSI e FPA, (figura 5), permitem diferenciar os tipos de pés em estudo (pé normal, o pé plano e o pé cavo). Dowling e companheiros (2004), Nikolaidou & Boudolos (2006) e Stavlas e colegas (2005), ambos usaram os métodos supracitados nos seus estudos. Razeghi & Batt (2002) e Nikolaidou & Boudolos (2006) usaram FPA no seu estudo. No cálculo do CSI segundo Chippaux (1947)

⁶ Retropé consiste na zona posterior do pé, que é constituída pelo calcâneo e astrágalo (Donatelli, 1996)

⁷ Médio pé consiste na zona entre antepé e retropé, que é constituído pelo escafóide e pelo cuboide (Donatelli, 1996).

⁸ Antepé Consiste na zona anterior do pé, que é constituída pelos cuneiformes, metatarsos e falanges (Donatelli, 1996).

(citado por Nikolaidou & Boudolos, 2006), começa-se pela localização dos pontos, são eles: o ponto A – consiste no ponto mais medial da área metatársica; o ponto A' - o ponto mais medial da área do calcanhar, sendo traçada uma linha entre A e A' designada por linha AA'. Depois, temos a linha AB – que é a largura da zona metatársica máxima imprimida no papel, e por fim a linha C – que consiste na largura mínima do pé na área do istmo, que é paralela à linha AB, no fim faz-se as medidas das linhas. O cálculo do CSI é efectuado entre a relação da linha C com a linha AB (C/AB), apresentando-se em percentagem. Com base na classificação utilizada por Jaworski e Puch (1987) (citado por Nikolaidou & Boudolos, 2006), na CSI, existem cinco categorias para classificar arco longitudinal interno, assim temos: arco elevado (0%), arco normal (0.1-29.9%), arco intermediário (30-39.9%), arco baixo (40-44.9%), arco planos ($\geq 45\%$).

Para Clarke (1993) (citado por Nikolaidou & Boudolos, 2006) o FPA constitui o ângulo entre o ponto A e o ápice da concavidade do arco da pegada plantar (ângulo α). Para (Forriol & Pascual, 1990 citado por Nikolaidou & Boudolos, 2006) o FPA apresenta as seguintes categorias da forma do pé, incluem o arco plano (0° - $29,9^\circ$), arco baixo (30° - $34,9^\circ$), arco intermediário (35° - 41°) e arco normal ($\geq 42^\circ$).

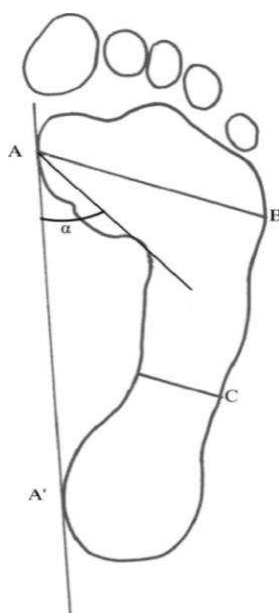


Figura 3 – Preparação processo para o cálculo do CSI e FPA (Retirado de Nikolaidou & Boudolos, 2006).

3.2.1.3.2 Representação plantar do eixo da SAG

Quando um pé que normalmente se encontra em posição relaxada bipodal, a sua posição neutra é um pouco pronada, o conjunto articula da subastragalina (SAG) passa através do eixo póstero-lateral posteriormente ao calcâneo e acima do primeiro espaço intermetatársico (ao centro, B). Como a SAG sofre um movimento de pronação, a escarpa gira internamente e traduz medialmente à planta do pé esta relação passando pela face medial da primeira cabeça metatársica, causando o eixo comum da subastragalina rodada medialmente (esquerda, A). Como o movimento da SAG sofre supinação, a escarpa e o eixo comum da subastragalina roda externamente e traduz lateralmente um desvio em relação ao pé passando pela face lateral da segunda cabeça metatársica (direito, C), como se pode verificar na figura 6 (Kirby, 2001).

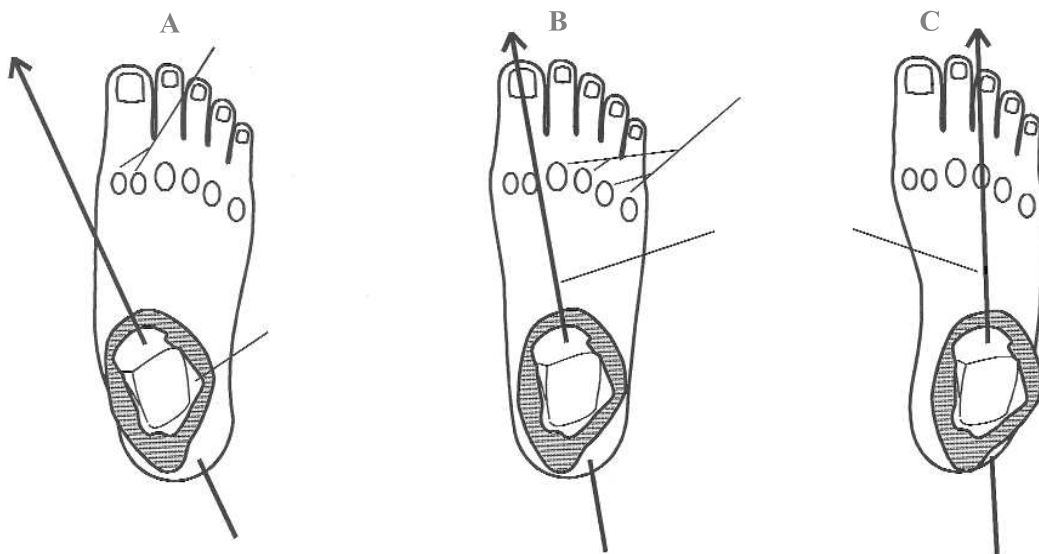


Figura 4 – Variação anatómica do eixo articular da SAG (retirado de Kirby, 2001)

Sobre o desempenho da articulação SAG, através do método da palpação da linha central, varia de acordo com as idades e tipos de pés diferentes (Kirby, 2001).

3.2.1.4 Índice de postura do pé

Para determinação da posição global do pé que nos permitirá definir o Grupo de Estudo (GE) e o Grupo de Controlo (GC), surge o Índice de Postura do Pé de 6 itens (FPI-6). O FPI-6 é uma ferramenta de diagnóstico clínico com o objectivo de quantificar os graus em que um pé pode ser considerado pronado, supinado ou em posição neutra. Destina-se a ser um método simples de marcar as várias características da postura do pé num único resultado quantificável, que por sua vez dá uma indicação geral da postura geral do pé. Este método classifica a postura do peso corporal de acordo com uma série de critérios pré-definidos. Este método começou preliminarmente como uma versão de oito itens, que durante um processo de validação completo acabou por ser refinado para a versão seis itens (Keenan, Redmond, Horton, Conaghan, & Tennant, 2007; Redmond, Crane, & Menz, 2008).

Os critérios são: (1) palpação da cabeça talar, sendo que a cabeça talar mais palpável medialmente soma pontos positivos e, mais lateralmente, pontos negativos; (2) comparação entre as curvaturas acima e abaixo do maléolo lateral, sendo que se a curvatura inframaleolar for mais convexa que a supra, soma pontos positivos e o contrário, pontos negativos; (3) avaliação da posição do calcâneo no plano frontal, sendo que a eversão do calcâneo soma pontos positivos e a inversão, pontos negativos; (4) avaliação da região da articulação talo-navicular que, quando apresenta-se convexa soma pontos positivos, e quando côncava, pontos negativos; (5) altura e congruência do arco longitudinal, que soma pontos positivos quando é baixo e aplanado e negativos quando é verificado o contrário; e (6) o alinhamento do antepé sobre o retopé (vista posterior), que soma pontos positivos quando há abdução do antepé sobre o retopé e pontos negativos na situação contrária (Castro, Rebelatto, & Aurichio, 2009) (figura 7).

FPI	Plano	Avaliação 1		Avaliação 2		Avaliação 3	
		ESQ -2 a +2	DRT -2 a +2	ESQ -2 a +2	DRT -2 a +2	ESQ -2 a +2	DRT -2 a +2
Palpação da cabeça do astrágalo	Transverso						
Supra-Infra Curvatura lateral maleolar	Frontal/Transverso						
Inversão/Eversão do calcâneo	Frontal						
Proeminência da região talo navicular	Transverso						
Congruência do ALI	Sagital						
ABD/ADD do antepé-Retropé	Transverso						
TOTAL							

Figura 5 – Descrição do Índice de Postura do Pé

Cada um dos componentes de teste ou observação são simplesmente classificados de zero para neutro, com um mínimo de resultado de - 2 para sinais visíveis de supinação e + 2 para sinais positivos de pronação. A não ser que os critérios delineados para cada fase sejam claramente conhecidos, deve ser concedida a pontuação mais conservada. Somando todos os valores, o resultado obtido dá uma estimativa da postura total do pé. Valores positivos altos indicam uma postura pronada, valores significativamente negativos indicam uma postura supinada enquanto para um pé neutro o resultado final deve andar à volta de zero. A pontuação final do FPI-6 será um número inteiro entre - 12 e + 12. Embora toda a avaliação seja feita com o apoio simultâneo dos dois membros inferiores, cada pé deve ser pontuado individualmente. Consideramos: Normal: de 0 a + 5; Pronado: +6 a +9; Hiperpronado: 10+; Supinado:-1 a -4; hipersupinado: -5 a -12 (Keenan, et al., 2007; Redmond, et al., 2008).

3.2.1.5 Moldes plantares

Os moldes plantares em espuma fenólica permitem que posteriormente sejam confeccionados as ortóteses plantares, uma vez que as técnicas de

obtenção do molde são em ligaduras de gesso ou espumas fenólicas. A fiabilidade intra moldes de ligadura de gesso é boa e mais fiável que as espumas fenólicas, no entanto inter moldes de ligadura de gesso a fiabilidade é pobre. Assim, os moldes de ligadura de gesso são aceites como uma boa forma de obtenção do molde do pé pela comunidade que o trata, e que a outra técnica de obtenção de molde pode ser também fiável (Trotter & Pierrynowski, 2008). A técnica que iremos utilizar é em semicarga com espumas fenólicas, caracterizando-se por colocar o sujeito sentado com a perna pé a 90°, com a articulação subastragalina neutra. Fazemos pressão sobre o joelho de forma perpendicular ao solo e sobre o antepé com a mão estabilizadora da articulação subastragalina. Obtemos os moldes dos dois pés. Uma impressão do pé é tomada, mantido numa posição que vai influenciar o resultado da ortótese acabada e que é determinado pelo podólogo. Uma reprodução positiva em gesso é produzido (ou reproduzida com a tecnologia de computador) e ajustado por vários métodos de adição e remoção de gesso que venha a influenciar o alinhamento e a posição do pé e do membro inferior. Modificações menores podem ser feitas para melhorar o ajuste do dispositivo. A impressão em gesso individualiza o tratamento e garante um encaixe correcto do pé. As modificações são baseadas em avaliação biomecânica e formar a base de peso corporal realinhamento (Australian Podiatry Manual Supplement, May 1998).

3.2.1.6 Confeção das ortóteses plantares em resina

Para a realização das ortóteses plantares em resina para aplicar no nosso GE foi utilizado uma resina de poliéster combinada, com duas placas de espessuras diferentes, uma de 1.34 mm, juntamente com outra de 1.67 mm (resina verde – MINKE – MAX®), totalizando uma espessura de 3mm com malha de tecido de algodão. Apresentam uma densidade de 0.93g.cm³ a resina mais fina e 1.07 g.cm³ a resina verde. Com uma dureza (*shore D*) de 53 a resina mais fina e 58 a resina verde. A resina é um termoplástico de poliéster, que oferece um ampla gama de aplicações, podendo atender às necessidades do paciente, oferece elevada resistência / flexibilidade, a sua temperatura de processamento é de 80°C – 160°C, não contém

substâncias perigosas, contém adesivo: uma face de não tecido tornando mais fraco e uma outra face em gaze confiando mais firmeza ao suporte.

Na colocação do estabilizador posterior plantar (*post*) utilizámos uma espuma branca de *etil vinil acetato* (EVA) de cor branca de marca Globus®, com uma espessura de 5.95 mm com uma densidade de 0.28 g.cm³ e uma dureza de *shore A* de 54.

Para a delimitação do material a utilizar foi realizado um padrão com as dimensões aproximadas da ortótese plantar a aplicar (figura 8).

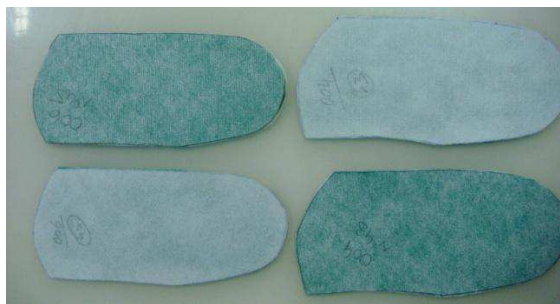


Figura 6 – Resinas dimensionadas para a elaboração das ortóteses plantares

Após ter-se cortado o material colou-se as duas capas de resina, uma verde e uma branca, e levou-se ao forno durante +/- 3 minutos, a uma temperatura de aproximadamente 85°C ao forno de marca Troia® e posteriormente adaptou-se no termo vácuo de marca Podiatech®. De seguida procedeu-se aos acabamentos na polidora da marca Insama® com uma lixa de papel de grão 40, e finalmente forrámos as ortóteses em pele (figura 9).



Figura 7 – Ortóteses plantares em resina personalizadas

Para a colocação do estabilizador posterior plantar foi marcada na ortótese plantar uma linha horizontal retro apófise estilóide (figura 10).

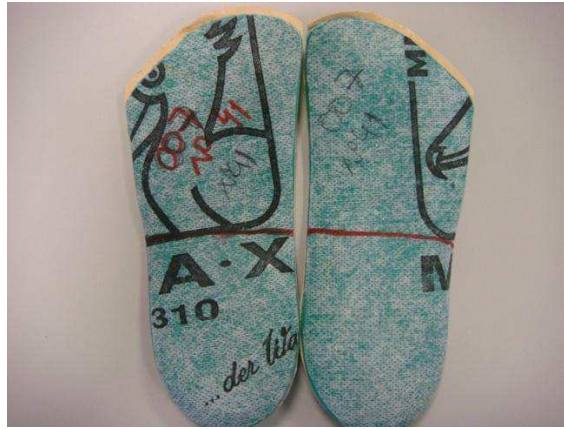


Figura 8 – Ortóteses plantares com marcação da linha horizontal retro apófise estilóide

Levamos a EVA, ao mesmo forno, a uma temperatura de aproximadamente 110°C durante +/- 1 minuto e colado na devida ortótese plantar. Finalmente foi polido, na mesma polidora, de forma a estabilizar a zona posterior da ortótese sem inclinação.

3.2.1.7 Pressões plantares

Para a avaliação das pressões plantares, podemos recorrer à utilização da plataforma de forças ou palmilhas sensoras, pois este instrumento permite-nos efectuar a medição da força de reacção ao solo e o respectivo momento, permitindo a determinação de três componentes ortogonais de força (F_x , F_y , F_z) e os momentos em torno dos três eixos ortogonais (M_x , M_y , M_z) simultaneamente (Savannah & Laforgue, 1980).

Propomos a utilizar como sistema de análise de pressões plantares, um dispositivo de análise das pressões plantares dentro do calçado de forma a não haver o termo "focalização" por parte do paciente que é indicativo de alteração do padrão da marcha. O uso destes métodos de colecta de dados é pensado para eliminar o problema de focalização, fazendo o paciente andar normalmente (Meyers-Rice, Sugars, McPoil, & Cornwall, 1994). Medindo em dinâmica as pressões plantares (médias e máximas pressões)

em oito sensores colocados de forma pré-definida, tempo de activação de sensores, tempos de apoio das distintas fases do ciclo do caminhar com controlo da variável velocidade, numa distancia pré definida de 10m, através do *Walkinsense*[®] (figura 11), que é um dispositivo médico não invasivo, portátil para a monitorização das tendências de pressão plantar, permitindo a caracterização de padrões de mobilidade.

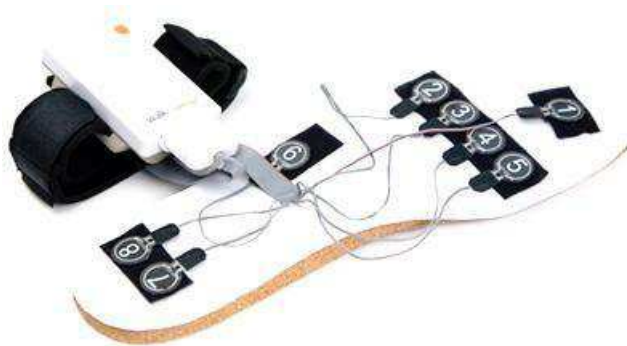


Figura 9 – Dispositivo *Walkinsense*[®]

Para a aplicação do *Walkinsense*[®] para cada indivíduo de cada grupo, GE e GC, mantendo um padrão de normalidade e de menor variabilidade aplicámos os sensores directamente, após colocação de feltro adesivo, na meia, bilateralmente. Colocámos o sensor 1 sobre a primeira cabeça metatársica, o sensor 2 sobre a polpa do *hallux*, o sensor 3 sobre a segunda cabeça metatársica, o sensor 4 sobre a terceira cabeça metatársica e o sensor 5 sobre a quinta cabeça metatársica. O sensor 6 sobre a base do quinto metatarso, o sensor 7 e 8 no quadrante interno e externo do calcanhar, respectivamente (figura 12).



Figura 10 – Aplicação dos sensores do Sistema *Walkinsense*[®]

3.2.1.8 Avaliação do conforto

A escala visual analógica parece avaliar mais de perto o que um paciente realmente sente em relação à mudança na intensidade da dor (Castro-Mendez, et al., 2013; Ohnhaus & Adler, 1975). São instrumentos adaptáveis que capturam fenómenos subjectivos, permitem a quantificação desses mesmos fenómenos e produzem pelo menos um intervalo de nível de dados (Foley, 2008). São comumente usadas para medir a intensidade das sensações (McKechnie & Brodie, 2008) tal como a dor (Castro-Mendez, et al., 2013), a satisfação (Brokelman, van Loon, & Boog, 2008) e o conforto (Mundermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2003; Mundermann, et al., 2002) .

É constituída por uma linha horizontal de 10 cm de comprimento, ancorada por descritores de palavras, em cada uma das extremidades, classificando como extremamente desconfortável (0) até ao máximo de conforto (10). O sujeito marca nessa linha o ponto que eles sentem ser representativo da sua percepção do seu estado actual. A escala visual analógica é determinada pela medição, em centímetros a partir da extremidade do lado esquerdo da linha ao ponto das marcas do sujeito (Gould, Kelly, Goldstone, & Gammon, 2001), à semelhança do estudo realizado por Mundermann e seus colaboradores (2003), onde também foram utilizadas ortóteses plantares com diferentes tipos de *post´s*, avaliou o conforto através de uma escala visual analógica.

3.3 Procedimentos

Uma vez obtidas as autorizações por parte das instituições para a realização da recolha de dados, e respeitando os princípios éticos da investigação em seres humanos, após a obtenção da declaração de participação, segundo as recomendações da Declaração de Helsínquia, aplicámos um questionário para controlo de variáveis sociodemográficas e de caracterização da amostra. Procedemos à medição da limitação da flexão dorsal da articulação tibiotársica com a avaliação do *Lunge Test*. Pedimos ao sujeito para colocar o seu pé perpendicularmente a uma parede e dobrar o seu joelho para a frente, avançando-o na direcção à parede. O pé foi progressivamente

afastado da parede até que a máxima amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo fosse conseguida sem a elevação do calcanhar (Jones, Carter, Moorec, et al., 2005). Caso necessitasse o sujeito poderia segurar-se na parede, para manter o equilíbrio, e colocar a perna contra lateral numa posição cómoda (Joshua Burns & Jack Crosbie, 2005; J. Burns & J. Crosbie, 2005). Se o joelho não conseguisse tocar na parede sem o calcanhar se elevar, teríamos de aproximar o pé da parede e repetir o teste. Se o joelho conseguisse tocar a parede e o calcanhar não elevasse do solo, afastaríamos o pé para mais longe da parede e repetiríamos o teste (Joshua Burns & Jack Crosbie, 2005; J. Burns & J. Crosbie, 2005). Posteriormente para medir o ângulo da dorsiflexão da articulação do tornozelo em graus, um inclinómetro digital (Digital Biometer™ – Langer), que foi alinhado pela linha média do tendão de Aquiles.

De imediato foi avaliada a DTTP, segundo Johnson & Strom, 1989, para a técnica das pontas dos pés solicitou-se aos sujeitos que se colocassem em pontas de pés voltados para a parede, observando o retropé se se apresentava em varo ou não (citado por Geideman & Johnson, 2000), anotando na grelha. Já na técnica de mensuração do grau de supinação do antepé (Hintermann & Gachter, 1996), a face anterior da tíbia é agarrada com uma mão e rodada externamente, ao fazer isto o calcanhar é passivamente trazido para uma posição de varo por causa da ligação mecânica entre a tíbia e do calcâneo. Se a cabeça do primeiro metatarso permanecer no terreno considerámos como função normal do tendão, mas se se elevar considerámos que existe DTTP (citado por Trnka, 2004).

Para determinação da posição global do pé, surge o Índice de Postura do Pé – 6 (FPI-6). Na avaliação do FPI-6, o sujeito em posição ortostática relativamente relaxado, este apoio relaxado foi relatado como a posição aproximada das funções do pé durante o ciclo da marcha (Redmond, et al., 2006), foi instruído para estar quieto com os braços ao longo do corpo e olhar em frente. Pedimos ao sujeito, durante o exame, para dar alguns passos, marchando no mesmo lugar, antes de este tomar uma posição confortável. Durante o processo foi importante assegurar que o sujeito não girava em torno de si mesmo para ver o que estava a acontecer, pois assim

poderia afectar significativamente a postura do pé. O sujeito teve de estar quieto aproximadamente 2 minutos para a avaliação ser realizada. Como avaliador, tomamos uma posição que possibilitasse todos os movimentos em torno do sujeito de forma a poder visualizar todo o pé e parte posterior da perna. De seguida foram avaliados os 6-itens do FPI, repetindo o processo 3 (três) vezes (Redmond, et al., 2006).

Após estarem satisfeitos todos os critérios de selecção e avaliação de todos os parâmetros referidos anteriormente, consideramos dois grupos, o grupo de estudo (GE) e o grupo de controlo (GC).

Posteriormente fizemos a recolha de dados das pressões plantares em análise da dinâmica em duas séries numa distância de 10m recorrendo ao dispositivo *Walkinsense*[®], Esta primeira análise foi realizada com o calçado previamente definido e sem qualquer tipo de ortótese, apenas com um preenchimento de 3mm no interior até á zona metatársica.

Depois obteve-se as pedigrafias, o pedígrafo foi colocado ao nível do solo, para registar a pegada em estática (Dowling, et al., 2004). Antes do seu uso, uma das superfícies específicas do pedígrafo foi coberta levemente e uniformemente com tinta de óleo com a ajuda de um rolo, de seguida foi colocada com cuidado uma folha de papel branca ligeiramente absorvente sobre a superfície coberta de tinta (Stavlas, et al., 2005). Obtidas as pedigrafias em ambos os pés, aplicou-se a fórmula descrita por CSI e FPA e classificou-se o tipo de pé segundo as suas considerações (Rochera-Vilaseca, 1997).

Na observação da linha central comum da SAG por palpação da linha central descrita previamente, usámos o polegar de uma mão para exercer uma força plantar no pé e a mão contra lateral para detectar a resultante movimento comum da SAG na quinta cabeça metatársica. Se o polegar que empurra o pé relativamente à planta do pé, a linha central da SAG é medial, então ocorre supinação da SAG, e se o polegar empurra a lateral para a linha central da SAG, ocorre pronação da SAG. Se não detectarmos nenhum movimento quando o polegar empurra no pé relativo à planta do pé, esse

ponto é o ponto de movimento nulo e é marcado no pé relativo à planta do pé (figuras 13 e 14).

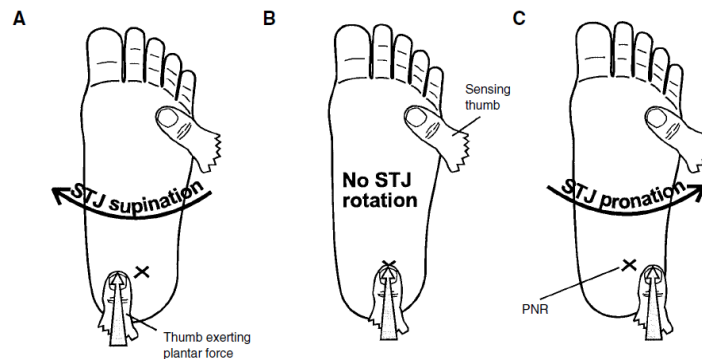


Figura 11 – Método de determinação da representação plantar do eixo da SAG (retirado de Kirby, 2001)



Figura 12 – Representação do eixo da articular da SAG

Obtidas as pedigrafias e a avaliação clínica, obtivemos os moldes em semicarga em espuma fenólica⁹ de acordo com Benasuly e Barragán (2003) para o GE (figura 15). O sujeito está sentado com a perna flectida 90°, numa relação de perpendicularidade entre os segmentos pé-perna-coxa, com os pés apoiados sobre o solo. Colocamos a espuma fenólica por baixo do pé, neutralizamos a articulação subastragalina, verificamos a congruência entre o astrágalo e o escafóide. Uma vez colocado o pé na posição correta, aplicamos uma força vertical sobre o joelho sem perder as referências da posição do pé com a outra mão e depois sobre o antepé e dedos (Benasuly & Barragán, 2003).

⁹ Material sólido de poliestireno, baixa resistência mecânica, termo estável, altamente prático e frágil. Principal vantagem é a obtenção de moldes negativos de modo rápido, limpo e fácil (Benasuly & Barragán, 2003).



Figura 13 – Técnica de obtenção de moldes em semicarga em posição neutra
(retirado de Benasuly & Barragán, 2003)

No laboratório enchemos os moldes negativos anteriormente obtidos com uma mistura de gesso e água numa proporção de 1 para 1 ao ponto de se obter uma mistura cremosa (Benasuly & Barragán, 2003). Após secarem verificamos sobre uma superfície plana que não apresentavam uma inclinação superior $\pm 0.5^\circ$ e eram simétricos (figura 16), caso não verificássemos esta condição eram obtidos novos moldes



Figura 14 – Inclinação do molde

Posteriormente realizou-se um padrão sobre o molde positivo para cortar o material necessário à confecção das ortóteses (figura 17).



Figura 15 – Padrão finalizado

De seguida após o aquecimento do material, foi aplicado, juntamente com os moldes positivos para adaptação, na máquina de vácuo. Após o arrefecimento, procedeu-se ao polimento das mesmas e aplicação da pele.

Num segundo momento, passados aproximadamente 15 dias, tanto o GC (pés normais), como o GE (pés hiperpronados), submeteram-se às seguintes avaliações:

A análise da dinâmica em duas séries numa distância de 10 m recorrendo ao dispositivo *Walkinsense*[®].

Para o GC a única análise efectuada realizou-se com o calçado já previamente definido e sem qualquer tipo de ortótese personalizada (SO), apenas com um preenchimento de 3 mm no interior até à zona metatársica para comparar-se o mais possível ao GC.

Para o GE foram realizadas as mesmas análises que o GC e com as ortóteses plantares sem estabilizador (*post*) posterior plantar (OR) avaliando de seguida o nível de conforto com e sem as ortóteses plantares de resina (SO e OR). Posteriormente foram aplicados os *post*'s posteriores (figura 18, 19, 20 e 21) nas respectivas ortóteses e efectuámos os acabamentos na polidora de acordo com as normas recomendadas por Benasuly e Barragán (2003, pp. 128-133).



Figura 16 – Polimento e aplicação do estabilizador posterior plantar

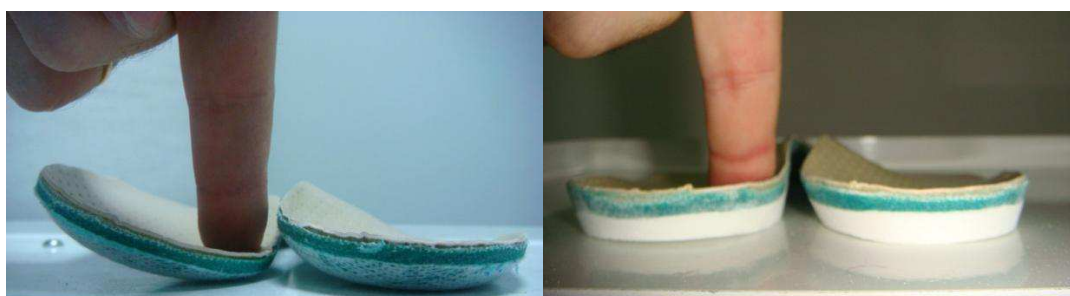


Figura 17 – Funcionalidade do estabilizador posterior plantar aquando da pressão sobre o quadrante interno do calcanhar



Figura 18 – Funcionalidade do estabilizador posterior plantar aquando da pressão sobre o arco medial

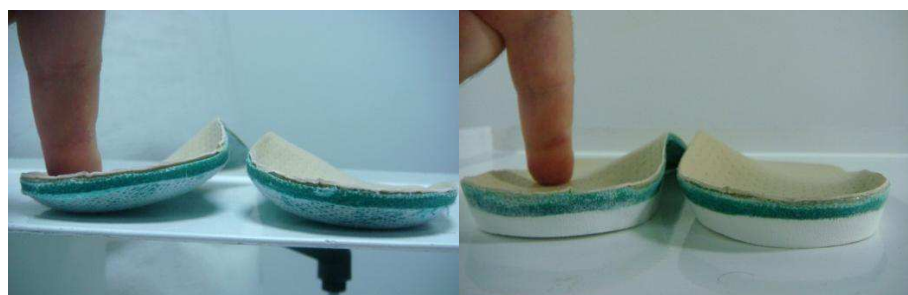


Figura 19 – Funcionalidade do estabilizador posterior plantar aquando da pressão sobre o lado externo

Para o GE aplicámos as ortóteses plantares em resina com estabilizador posterior de *shore 54* (ORP), procedemos novamente à análise plantar segundo o método *Walkinsense*[®], seguida da classificação do conforto recorrendo à escala visual analógica. O processo de análise para cada situação experimental foi facultado um período de dois minutos de habituação a cada ortótese (Delacroix, Hasdenteufel, Legrand, Chèze, & Lavigne, 2009).

Para a quantificação dos parâmetros avaliados, a medição através da escala visual analógica, no conhecimento do grau de conforto geral dos sujeitos, cada sujeito atribuiu a cada variável um valor que consiste, num intervalo de dois dos extremos classificados entre uma semi-recta com 10 cm de comprimento, relatando o seu estado de conforto.

Para uma melhor compreensão dos nossos procedimentos epitomámos os mesmos na figura 22:

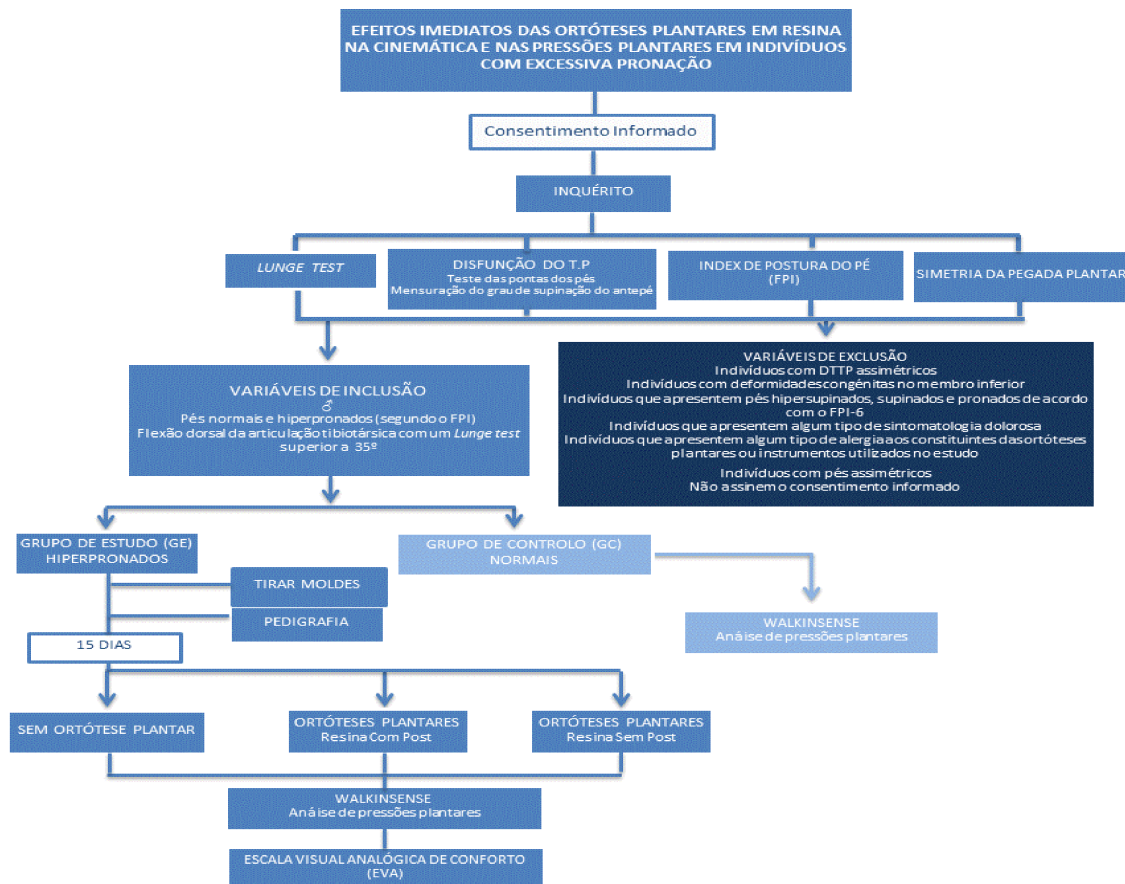


Figura 20 – Sinopse dos procedimentos

3.4 Análise estatística

Após recolhidos os dados, inserimo-los no programa informático especializado, SPSS, versão 20 (Foundation, 2007), e Microsoft® Office Excel 2010 com projecção de tabelas, quadros e figuras para uma melhor percepção.

Para esta análise estatística foram vários os testes aplicados segundo Maroco (2003), nomeadamente:

- Medidas de tendência central: incluem a média (M), a mediana e a moda. Destas medidas apenas empregámos a média que é um valor de localização central da amostra;
- Medidas de dispersão: como o cálculo do desvio padrão (σ). Este cálculo é uma medida usada com a M , calculando a variabilidade dos valores à volta desta, e só pode adoptar grandezas não negativas e, quanto maior forem estas grandezas, maior será a dispersão dos dados;
- Variáveis:
 - Variáveis Dependentes: medem e estudam o fenómeno a explicar. São variáveis cujo efeito é esperado de acordo com as causas.
 - Variáveis Independentes: são as variáveis candidatas a explicar as variáveis dependentes, cujos efeitos queremos medir.
- Testes de hipóteses, com o objectivo de contestar, ou não, uma hipótese:

A hipótese alternativa (designada por H_1 ou H_a) é a afirmação que indica que o parâmetro tem um valor que é diferente do indicado na hipótese nula.

A hipótese nula (H_0) abrange o valor do parâmetro¹⁰ que se atribuir como verdadeiro para a população. Esta hipótese só deve ser rejeitada caso se verifique, com certeza suficiente, a nível

¹⁰ Medida utilizada para descrever uma característica, como, por exemplo a média populacional (Maroco, 2003).

significativo, que não é válida, concluindo-se que é falsa. Se não for rejeitada, não adquire o carácter de verdadeira, apenas não se pode concluir que haja evidência estatística suficiente para a rejeitar.

O teste do Qui-Quadrado

" (...) serve para testar se duas ou mais populações (ou grupos) independentes diferem relativamente a uma determinada característica, i.e. se a frequência com que os elementos da amostra se repartem pelas classes de uma variável nominal categorizada é ou não idêntica. Os dados (contagens) organizam-se geralmente em tabelas de frequências absolutas (designadas por tabelas de contingência) por exemplo de 2x3" (Maroco, 2003).

Essa evidência é verificada pelo α (nível de significância), ou seja, se num procedimento realizado 20 vezes, um dado resultado ocorrer mais do que 1 vez ($1/20 = 0.05$ ou 5%), então não será uma mera coincidência e sim um valor real. Este valor, com 0.05 de α , é usado como a probabilidade representativa da população. Também se pode usar outros níveis de frequência como 0.1 e 0.01. *"Ao menor valor de α a partir do qual se rejeita H_0 chama-se probabilidade de significância (p -value)" (Maroco, 2003, p. 59).* Se essa probabilidade for $p < \alpha$, a H_0 não deve ser verdadeira, logo deve ser rejeitada, se $p > \alpha$, então não devemos rejeitar H_0 . Quanto maior este valor de p , maior a probabilidade de erro associada.

- Teorias da Estimativa: utilizámos o Intervalo de Confiança (IC) – $(1 - \alpha) \times 100\%$

"(...) um intervalo de 95%, para a média de um parâmetro, não significa que, com 95% de certeza, a verdadeira média desse parâmetro se encontre nesse intervalo, e sim que, em cada 100 intervalos obtidos de 100 amostras aleatórias, 95 desses intervalos possuirão o verdadeiro valor dessa média" (Maroco, 2003, p. 55).

Sempre que as variáveis dependentes apresentavam distribuição normal e variâncias homogêneas, foi aplicado o teste paramétrico *t-student* (para duas amostras independentes e duas amostras emparelhadas) para testar se as médias de duas populações eram ou não significativamente

diferentes. Quando as condições de aplicação do teste paramétrico não se verificaram foi aplicado em alternativa o seu equivalente não-paramétrico para testar se as medianas de duas populações eram ou não significativamente diferentes (*Mann-Whitney* no caso de duas amostras independentes e *Wilcoxon* no caso de duas amostras emparelhadas) (Maroco, 2003).

Podemo-nos deparar em situações onde o teste *t-student* poderá ser insuficiente, particularmente quando possui mais de duas situações a comparar. A *ANOVA* é um processo que deixa comparar médias de uma maneira mais detalhada que os testes *t-student*. Desta forma, é também um teste de comparação de médias, mas que emprega a variância tendo como base a comparação. As causas são situações externas que podem ou não influenciar os resultados, quer isto dizer, afetar a variável dependente. No modelo *ANOVA*, poderá haver um ou mais fatores. As circunstâncias mais básicas são a *ANOVA* a um fator e a *ANOVA* a dois fatores. Os fatores serão constituídos por variadas ocorrências a comparar, denominadas por níveis do fator. Usualmente, a *ANOVA* é empregue em circunstâncias experimentais que compreendam a comparação de grupos distintos de indivíduos. Poderá, entretanto, ser aplicada a situações em que os próprios sujeitos são medidos em variadas situações, o que se designa por *ANOVA* medições repetidas (Martinez & Ferreira, 2007).

4 Resultados

Neste capítulo foram apresentados os resultados divididos em partes para melhor compreensão do leitor e de acordo com os objectivos e a metodologia aplicada.

4.1 Análise descritiva da amostra global

De acordo com o processo de selecção da amostra e respeitando os critérios de inclusão e de exclusão, foram observados 61 indivíduos e apenas 38 foram seleccionados para o estudo. Os restantes 23 foram excluídos devido aos vários parâmetros dos critérios de exclusão, tais como: limitação da flexão dorsal da articulação tibiotársica através do *Lunge test*, pés assimétricos; apresentaram algum tipo de sintomatologia dolorosa, com DTTP, assimétricos, e/ou que apresentaram qualquer tipo de lesões na extremidade inferior.

De seguida observámos na tabela 1 as estatísticas descritivas da nossa amostra. Pela tabela podemos observar uma média (M) das idades de 21.82 anos. O peso médio foi de 76.92 kg, a altura média foi de 1.76 m, a média do Índice de Massa Corporal (IMC) foi de 24.83 e finalmente a média do número de calçado foi de 42.44.

Tabela 1 – Análise descritiva da média dos dados sociodemográficos

	Nº	MÉDIA	DESVIO PADRÃO (σ)	MÍNIMO	MÁXIMO
IDADE	38	21,82	2,837	19	30
PESO	38	76,92	14,182	56,40	122,00
ALTURA	38	1,76	0,076	1,60	1,93
IMC	38	24,83	5,172	17,99	41,24
Nº DO CALÇADO	38	42,44	1,703	40,00	45,00

Na constituição do Grupo de Controlo (GC) e do Grupo de Estudo (GE), ou seja, indivíduos com o Índice de Postura Normal e com o Índice de Postura Hiperpronado, respectivamente, distribuímos-os respeitantes a cada grupo.

De um total de 38 indivíduos, 10 pertencem ao GC e 28 ao GE, conforme pode-se verificar na figura 14.

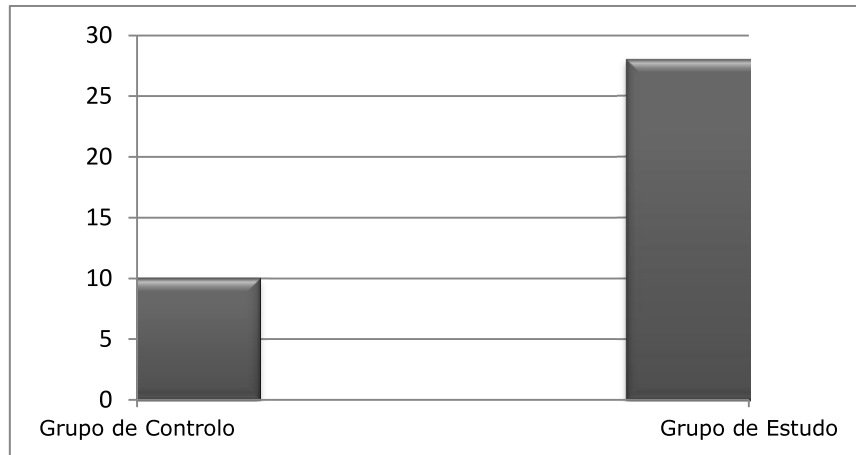


Figura 21 – Gráfico da Distribuição da Amostra

Neste sentido analisámos a estatísticas descritiva de caracterização da mostra para cada um dos grupos como se pode verificar na tabela 2. Verificámos através do teste *t-student* (*t*) que não existem diferenças significativas entre os nossos grupos ($p > 0.05$).

Tabela 2 – Análise descritiva e comparativa das variáveis sociodemográficas nos GC e GE

	GRUPO DE ESTUDO / GRUPO DE CONTROLO	N	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	<i>t</i>	ρ
IDADE	GC	10	20,70	1,418	1,472	0,150
	GE	28	22,21	3,119		
PESO	GC	10	78,10	18,258	0,300	0,766
	GE	28	76,51	12,800		
ALTURA	GC	10	1,80	0,076	2,073	0,056
	GE	28	1,74	0,071		
IMC	GC	10	24,01	6,317	0- ,582	0,565
	GE	28	25,13	4,798		
Nº CALÇADO	GC	10	42,70	1,702	0,541	0,592
	GE	28	42,35	1,725		

Quando avaliado o IMC na sua globalidade na tabela 3, podemos encarar que a categoria com mais indivíduos inseridos, pertence à categoria "normal" com 63.2%, seguindo-se a de "sobrecarga ponderal" com 8 indivíduos e em terceiro lugar a categoria "obesidade" com 4.

Tabela 3 – Classificação do Índice de Massa Corporal

		FREQUÊNCIA	PERCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	BAIXO PESO	1	2,6
	NORMAL	24	63,2
	SOBRECARGA PONDERAL	8	21,1
	OBESIDADE	4	10,5
	OBESIDADE MÓRBIDA	1	2,6
	TOTAL	38	100,0

Referindo sobre o IMC por categorias nos grupos, observámos da mesma forma uma maior percentagem de peso normal, não apresentando diferenças significativas entre eles, através do $\chi^2=5.982$ e $\rho= 0.200$, como se testemunha na tabela 4.

Tabela 4 – Índice de Massa Corporal

	GC	GE	χ	ρ
BAIXO PESO	0	1	5,982	0,200
NORMAL	8	16		
SOBRECARGA PONDERAL	1	7		
OBESIDADE	0	4		
OBESIDADE MÓRBIDA	1	0		
TOTAL	10	28		

Quando avaliámos a prática da actividade física da nossa amostra, verificámos, na tabela 5, que a maioria dos sujeitos pratica actividade física.

Tabela 5 – Pratica alguma actividade física?

		FREQUÊNCIA	PERCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	NÃO	16	42,1
	SIM	22	57,9
	TOTAL	38	100,0

Em relação à prática desportiva como se assiste na tabela 6, do total (38) de ambos os grupos, notou-se que 22 indivíduos, praticavam actividades e verificou-se também que esta variável não expôs diferenças significativas, obtendo um $\chi^2=2.720$ e $\rho= 0.099$.

Tabela 6 – Praticantes de actividade física

PRÁTICA ALGUMA ACTIVIDADE FÍSICA?	GRUPO DE CONTROLO	GRUPO DE ESTUDO	TOTAL	χ^2	ρ
NÃO	2	1	16	2,720	0,099
SIM	8	14	22		
TOTAL	10	28	38		

Na tabela 7, contemplamos a resposta dos que anteriormente referidos, mencionaram praticar actividade física, indicando-nos que “3 vezes por semana” foi a resposta maioritária na globalidade com um valor de 36.4%.

Tabela 7 – Quantas vezes por semana pratica actividade física?

		FREQUÊNCIA	PERCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	1	4	18,2
	2	3	13,6
	3	8	36,4
	4	4	18,2
	5	1	4,5
	6	2	9,1
	TOTAL	22	100,0

Quando falamos nas vezes por semana se praticava actividade física, verificámos na tabela 8, em cada um dos grupos, que o grupo com maior

dimensão é o GC, mas não apresentando diferenças significativas com $\chi^2=7.235$ e $p= 0.204$.

Tabela 8 – Frequência da actividade física dos grupos

QUANTAS VEZES POR SEMANA PRÁTICA ACTIVIDADE FÍSICA?	GRUPO DE CONTROLO	GRUPO DE ESTUDO	TOTAL	χ^2	p
1	0	4	4	7,235	0,204
2	1	2	3		
3	4	4	8		
4	3	1	4		
5	0	1	1		
6	0	2	2		
Total	8	14	22		

Em correspondência à variável do Pé dominante, o pé direito foi o mais notável como podemos analisar na tabela 9.

Tabela 9 – Pé dominante

		FREQUÊNCIA	PERCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	ESQUERDO	4	10,5
	DIREITO	34	89,5
	TOTAL	38	100,0

De acordo com a análise efectuada e feita a avaliação sobre qual o Pé dominante para cada indivíduo nos grupos (GC e GE), observámos na tabela 13, que para nenhuma destas variáveis apresentadas anteriormente não têm diferenças significativas entre si ($\chi^2= 0.003$ e $p= 0.949$).

Tabela 10 – Pé dominante analisado para cada grupo

PÉ DOMINANTE	GRUPO DE CONTROLO	GRUPO DE ESTUDO	TOTAL	χ^2	p
ESQUERDO	1	3	4	0,003	0,949
DIREITO	9	25	34		
TOTAL	10	28	38		

4.2 Variáveis de controlo

Este subcapítulo percorre as variáveis optadas pelas alusões bibliográficas para a exclusão ou triagem de ambos os grupos.

Quando observado o *Lunge test* no global (tabela 11), observámos que este apresenta, através da análise do r de *Pearson* (r), uma correlação extremamente forte e altamente significativas entre ambos os pés ($r = 0.970$; $\rho = 0.000$), não apresentando diferenças significativas entre eles, através do $t = -1.186$ e $\rho = 0.243$.

Da avaliação da limitação da tíbio-perónio-astragalina, através da avaliação do *Lunge test*, uma M para o pé direito (drt) de 41.38 e para o pé esquerdo (esq.) de 41.65 e um desvio padrão (σ) para o pé drt. de 5.06 e para o pé esq. de 5.61.

Em relação ao Índice de Chippaux-Smirak (CSI) a sua média global para o pé drt. é de 52.78 e para o pé esq. 49.67 e um σ para o pé drt. de 9.6 e para o esq. de 7.8. Este apresenta uma correlação significativa entre ambos os pés ($r = 0.538$; $\rho = 0.003$), não apresentando diferenças significativas entre eles, através do $t = 1.928$ e $\rho = 0.064$.

Já o ângulo da impressão plantar (FPA), a sua média global para o pé drt. é de 27.32 e para o pé esq. 27.46 e um σ para o pé drt. de 8.04 e para o esq. de 6.17. Este apresenta uma r extremamente forte e altamente significativas entre ambos os pés ($r = 0.855$; $\rho = 0.000$), não apresentando diferenças significativas entre eles, através do $t = -0.179$ e $\rho = 0.859$.

Tabela 11 – Observação global das variáveis de controlo

	Nº	MÉDIA	σ	r	ρ	t	ρ
LUNGE TEST DO PÉ DrT	38	41,386	5,068	0,970	0,000	-1,186	0,243
LUNGE TEST DO PÉ EsQ	38	41,657	5,614				
CSI DO PÉ DrT	28	52,785	9,608	0,538	0,003	1,928	0,064
CSI DO PÉ EsQ	28	49,678	7,855				
FPA DO PÉ DrT	28	27,321	8,046	0,855	0,000	-0,179	0,859
FPA DO PÉ EsQ	28	27,464	6,179				

Como se pode atentar na tabela 12, o *Lunge test* foi realizado nos 38 indivíduos, ou seja para o GE e o GC, uma vez que este era um teste de inclusão, mas o CSI e o FPA apenas foram realizados ao GE, pois apenas estes realizaram as pedigrafias.

Quando observado apenas o *Lunge test* para cada um dos grupos deste estudo, observámos que através do *t* teste, este também não apresenta diferenças significativas ($p > 0.05$).

Com estes dados podemos observar que na avaliação do *Lunge Test* de ambos os pés, ambos os grupos não detiveram como resultados qualquer significância, mostrando apenas que a média dos graus é superior no CE do que no GC.

Tabela 12 – *Lunge test* em ambos os grupos

		Nº	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	<i>t</i>	<i>p</i>
LUNGE TEST DO PÉ DRT	GC	10	39,480	3,591	-1,404	0,169
	GE	28	42,067	5,392		
LUNGE TEST DO PÉ ESQ	GC	10	39,600	4,145	-1,366	0,180
	GE	28	42,392	5,944		

Quando testamos a variável “Pé dominante” nos graus da limitação da flexão dorsal da articulação tibio-peronio-astragalina e na quantificação das pedigrafias através do CSI e FPA como podemos verificar na tabela 13 não existirem diferenças significativas ($p > 0.05$).

Tabela 13 – *Lunge test* Vs Pé dominante

	PÉ DOMINANTE	Nº	MÉDIA	σ	<i>t</i>	<i>p</i>
LUNGE TEST DO PÉ DRT	ESQ	4	43,875	6,018	1,039	0,306
	DRT	34	41,094	4,967		
LUNGE TEST DO PÉ ESQ	ESQ	4	44,125	6,701	0,927	0,360
	DRT	34	41,367	5,516		
CSI PÉ DRT	ESQ	3	50,666	3,214	-0,398	0,694
	DRT	25	53,040	10,117		
CSI PÉ ESQ	ESQ	3	56,666	10,598	1,685	0,104
	DRT	25	48,840	7,295		
FPA DO PÉ DRT	ESQ	3	23,333	10,785	-0,905	0,374
	DRT	25	27,800	7,804		
FPA DO PÉ ESQ	ESQ	3	22,666	12,096	-1,452	0,158
	DRT	25	28,040	5,247		

A nossa amostra teve uma grande percentagem (86.8%) de representação plantar do eixo da Subastragalina neutro, tabela 14.

Tabela 14 – Representação plantar do eixo da articulação Subastragalina

		FREQUÊNCIA	PORCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	NEUTRO	33	86,8
	LATERAL	3	7,9
	MEDIAL	2	5,3
	TOTAL	38	100,0

Maioritariamente, 25 sujeitos do GE, apresentaram um eixo articular da subastragalina neutro, é de notar que no GC nenhum indivíduo apresentou um eixo medial, logo não demonstrando diferenças significativas (χ^2 de 3,306 e $p = 0,191$), como podemos observar na tabela 15.

Tabela 15 – Representação plantar do eixo da articulação SAG

REPRESENTAÇÃO PLANTAR DO EIXO DA ARTICULAÇÃO SAG	GC	GE	TOTAL	χ^2	p
NEUTRO	8	25	33	3,306	0,191
LATERAL	2	1	3		
MEDIAL	0	2	2		
TOTAL	10	28	38		

Em relação à avaliação global do Índice de Postura do Pé (FPI), tabela 16, este apresenta uma correlação extremamente forte e altamente significativa entre ambos os pés (com uma correlação que varia entre $r = 0.548$; $p = 0.000$ e $r = 1.000$; $p = 0.000$).

Tabela 16 – Correlação do Índice de Postura do pé entre o pé direito e esquerdo

FPI-6	Nº	r	p
PALPAÇÃO DA CABEÇA DO ASTRÁGALO DO PÉ DRT	38	0,970	0,000
PALPAÇÃO DA CABEÇA DO ASTRÁGALO DO PÉ ESQ			
CURVATURA SUPRE E INFRA LATERAL DO PÉ DRT	38	0,975	0,000
CURVATURA SUPRE E INFRA LATERAL DO PÉ ESQ			
POSIÇÃO DO CALCÂNEO NO PLANO FRONTAL DO PÉ DRT	38	0,548	0,000
POSIÇÃO DO CALCÂNEO NO PLANO FRONTAL DO PÉ ESQ			
PROEMINÊNCIA DA REGIÃO TALO-NAVICULAR DO PÉ DRT	38	1,000	0,000
PROEMINÊNCIA DA REGIÃO TALO-NAVICULAR DO PÉ ESQ			
CONGRUÊNCIA DO ARCO LATERAL INTERNO DO PÉ DRT	38	1,000	0,000
CONGRUÊNCIA DO ARCO LATERAL INTERNO DO PÉ ESQ			
ABDUÇÃO E/OU ADUÇÃO DO ANTEPÉ EM RELAÇÃO AO RETROPÉ DO PÉ DRT	38	0,857	0,000
ABDUÇÃO E/OU ADUÇÃO DO ANTEPÉ EM RELAÇÃO AO RETROPÉ DO PÉ ESQ			
ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ (FPI) DO PÉ DRT	38	0,987	0,000
ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ (FPI) DO PÉ ESQ			

Em relação à avaliação do Índice de Postura do Pé (FPI) para ambos os grupos, tabela 17, esta apresenta uma significância extremamente forte e altamente significativa entre eles ($p = 0.00$), à exceção da abdução e/ou adução do antepé em relação ao retropé do pé direito ($p > 0.05$)

Tabela 17 – Índice de Postura do Pé

GC / GE		N	MÉDIA	σ	t	ρ
PALPAÇÃO DA CABEÇA DO ASTRÁGALO DO PÉ DRT	GC	10	0,50	1,269	-3,737	0,005
	GE	28	2,00	0,000		
CURVATURA SUPRE E INFRA LATERAL DO PÉ DRT	GC	10	0,50	0,527	-6,971	0,000
	GE	28	1,79	0,418		
POSIÇÃO DO CALCÂNEO NO PLANO FRONTAL DO PÉ DRT	GC	10	1,10	0,316	-5,251	0,000
	GE	28	1,82	0,390		
PROEMINÊNCIA DA REGIÃO TALO-NAVICULAR DO PÉ DRT	GC	10	0,50	0,527	-8,591	0,000
	GE	28	1,96	0,189		
CONGRUÊNCIA DO ARCO LATERAL INTERNO DO PÉ DRT	GC	10	0,10	0,876	-6,501	0,000
	GE	28	1,93	0,262		
ABDUÇÃO E/OU ADUÇÃO DO ANTEPÉ EM RELAÇÃO AO RETROPÉ DO PÉ DRT	GC	10	1,40	0,699	-1,481	0,165
	GE	28	1,75	0,441		
ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ (FPI) DO PÉ DRT	GC	10	4,10	1,287	-19,368	0,000
	GE	28	11,25	0,887		
PALPAÇÃO DA CABEÇA DO ASTRÁGALO DO PÉ ESQ	GC	10	0,50	1,269	-3,532	0,006
	GE	28	1,93	0,262		
CURVATURA SUPRE E INFRA LATERAL DO PÉ ESQ	GC	10	0,50	0,527	-7,313	0,000
	GE	28	1,75	0,441		
POSIÇÃO DO CALCÂNEO NO PLANO FRONTAL DO PÉ ESQ	GC	10	1,20	0,422	-3,796	0,001
	GE	28	1,79	0,418		
PROEMINÊNCIA DA REGIÃO TALO-NAVICULAR DO PÉ ESQ	GC	10	0,50	0,527	-8,591	0,000
	GE	28	1,96	0,189		
CONGRUÊNCIA DO ARCO LATERAL INTERNO DO PÉ ESQ	GC	10	0,10	0,876	-6,501	0,000
	GE	28	1,93	0,262		
ABDUÇÃO E/OU ADUÇÃO DO ANTEPÉ EM RELAÇÃO AO RETROPÉ DO PÉ ESQ	GC	10	1,30	0,675	-2,309	0,041
	GE	28	1,82	0,390		
ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ (FPI) DO PÉ ESQ	GC	10	4,10	1,449	-15,132	0,000
	GE	28	11,29	0,659		

4.2.1 Avaliação da Disfunção do Tendão Tibial Posterior

Quando apresentada a variável do teste de pontas à nossa amostra, verificámos, na tabela 18, que apenas um dos indivíduos apresentou teste negativo.

Tabela 18 – Teste de pontas dos pés

		FREQUÊNCIA	PERCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	NEGATIVO	1	2,6
	POSITIVO	37	97,4
	TOTAL	38	100,0

A mesma variável revelou-nos, na tabela 19, que todo o GE obteve um resultado positivo, não existindo diferenças significativas ($p > 0.05$).

Tabela 19 – Teste de Pontas dos Pés

TESTE DE PONTAS DOS PÉS	GC	GE	TOTAL	<i>t</i>	<i>p</i>
NEGATIVO	1	0	1	2,875	0,089
POSITIVO	9	28	37		
TOTAL	10	28	38		

Quando apresentada a segunda variável, mensuração do grau de supinação do antepé, à nossa amostra, verificámos, na tabela 20, que 63.2% da amostra obteve teste positivo.

Tabela 20 – Mensuração do grau de supinação do antepé

		FREQUÊNCIA	PORCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	NEGATIVO	14	36,8
	POSITIVO	24	63,2
	TOTAL	38	100,0

A mesma variável revelou-nos, na tabela 21, que o GE obteve um maior resultado positivo mas não existindo diferenças significativas ($\chi^2 = 1.009$ e $\rho = 0.314$).

Tabela 21 – Mensuração do grau de supinação do antepé

MENSURAÇÃO DO GRAU DE SUPINAÇÃO DO ANTEPÉ	GRUPO DE CONTROLO	GRUPO DE ESTUDO	TOTAL	χ^2	ρ
NEGATIVO	5	9	14	1,009	0,314
POSITIVO	5	19	24		
TOTAL	10	28	38		

Quando agrupadas as duas variáveis da DTP observámos, na tabela 22, que 60.5% da amostra não tem DTP.

Tabela 22 – Disfunção do músculo tibial posterior

		FREQUÊNCIA	PERCENTAGEM VÁLIDA
VÁLIDO	NÃO	23	60,5
	SIM	15	39,5
	TOTAL	38	100,0

A mesma variável revelou-nos, na tabela 23, que o GE obteve um maior resultado positivo em relação à DTP, não existindo diferenças significativas ($\chi^2 = 2.393$ e $\rho = 0.121$).

Tabela 23 – Sujeitos com Disfunção do Tendão Tibial Posteiro

DISFUNÇÃO DO TENDÃO TIBIAL POSTEIRO	GC	GE	TOTAL	χ^2	ρ
NÃO	4	19	23	2,393	0,121
SIM	6	9	15		
TOTAL	10	28	38		

4.3 Análise da amostra com o Sistema *Walkinsense*[®]

Na observação da análise da amostra com o sistema *Walkinsense*[®], tabela 24, observámos através do teste *t-student*, que tanto na velocidade como no comprimento de passada, alcançámos valores de significância para ambos os grupos, ou seja $\rho < 0.05$.

Tabela 24 – Resultados segundo o método de análise *Walkinsense*[®]

		N	MÉDIA	σ	t	ρ
DURAÇÃO DO EXAME (S)	GC	40	3093,000	137,322	0,909	0,365
	GE	112	3067,767	155,184		
DISTANCIA PERCORRIDA (M)	GC	40	4,709	0,0748	5,351	0,000
	GE	112	4,592	0,194		
VELOCIDADE (m/s)	GC	40	1,524	0,053	1,934	0,055
	GE	112	1,499	0,076		
COMPRIMENTO DA PASSADA (M)	GC	40	1,570	0,025	5,287	0,000
	GE	112	1,531	0,065		
DURAÇÃO DA PASSADA (ms)	GC	40	1009,725	24,251	-1,519	0,131
	GE	112	1022,6429	51,723		
NÚMERO DE PASSOS POR MINUTO	GC	40	61,860	2,746	0,909	0,339
	GE	112	61,355	3,103		
AMPLITUDE DA PASSADA (GRAUS)	GC	40	28,413	5,597	0,269	0,789
	GE	112	28,133	5,670		

Na observação do tempo médio, tabela 25, foi expressivo nos dois grupos a extrema significância apenas no tempo médio de propulsão ($t = -4.425$ e $\rho = 0.00$).

Tabela 25 – Tempo médio

		N	MÉDIA	σ	<i>t</i>	ρ
TEMPO MÉDIO DE ABORDAGEM DO CALCANHAR AO SOLO (ms)	GC	40	171,5000	22,135	1,777	0,079
	GE	112	163,8393	26,652		
TEMPO MÉDIO DE APOIO TOTAL (ms)	GC	40	384,5000	25,515	2,637	0,009
	GE	112	366,9643	55,957		
TEMPO MÉDIO DE PROPULSÃO (ms)	GC	40	185,2500	27,361	-4,425	0,000
	GE	112	216,1607	58,034		

No tempo para a activação inicial dos sensores, verificámos na tabela 26, através do teste *t-student*, que o sensor 1 e o sensor 5 tiveram significância em ambos os grupos ($\rho < 0.05$).

Tabela 26 – Tempo para a activação inicial dos sensores

		N	MÉDIA	σ	<i>t</i>	ρ
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 1 (ms)	GC	40	314,500	122,131	2,050	0,042
	GE	110	276,818	90,116		
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 2 (ms)	GC	40	335,750	117,033	0,801	0,424
	GE	112	318,750	114,570		
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 3 (ms)	GC	40	216,250	52,608	0,872	0,385
	GE	112	206,696	61,752		
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 4 (ms)	GC	40	137,750	43,115	-1,057	0,292
	GE	112	148,928	61,663		
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 5 (ms)	GC	40	111,250	34,580	-4,087	0,000
	GE	112	146,875	71,848		
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 6 (ms)	GC	40	105,250	53,731	0,863	0,389
	GE	112	97,232	49,213		
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 7 (ms)	GC	40	10,500	2,207	-0,070	0,944
	GE	112	10,535	2,952		
TEMPO PARA A ACTIVAÇÃO INICIAL DO SENSOR 8 (ms)	GC	40	11,000	3,038	-0,590	0,556
	GE	112	11,428	4,214		

No tempo para a activação final dos sensores nos dois grupos, verificámos na tabela 27, através do teste *t-student*, que apenas os sensores 5 e 8 alcançaram significância ($\rho < 0.05$).

Tabela 27 – Tempo final de activação dos sensores

		N	MÉDIA	σ	<i>t</i>	ρ
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 1 (ms)	GC	40	710,500	61,683	-0,116	0,908
	GE	110	711,818	61,527		
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 2 (ms)	GC	40	750,000	44,950	-0,623	0,534
	GE	112	755,982	54,416		
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 3 (ms)	GC	40	693,000	48,368	-0,539	0,591
	GE	112	698,392	56,322		
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 4 (ms)	GC	40	697,250	58,834	1,118	0,265
	GE	112	684,017	66,025		
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 5 (ms)	GC	40	691,250	59,449	3,828	0,000
	GE	112	643,392	87,256		
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 6 (ms)	GC	40	574,250	93,805	0,341	0,734
	GE	112	568,750	85,351		
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 7 (ms)	GC	40	529,750	96,169	1,558	0,121
	GE	112	498,660	112,293		
TEMPO FINAL DE ACTIVACÃO DO SENSOR 8 (ms)	GC	40	506,000	112,176	3,564	0,000
	GE	112	448,303	77,574		

Na apreciação da média das pressões máximas nos sensores, investigámos na tabela 28, através do teste *t-student*, que apenas os sensores 4, 5, 6 e 7 adquiriram significância no GC e GE ($\rho < 0.05$).

Tabela 28 – Média das pressões máximas nos sensores

		N	MÉDIA	σ	<i>t</i>	ρ
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 1 (kg/cm²)	GC	40	1,751	1,172	0,893	0,376
	GE	109	1,575	0,692		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 2 (kg/cm²)	GC	40	2,629	1,048	-0,396	0,692
	GE	112	2,699	0,929		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 3 (kg/cm²)	GC	40	1,543	0,536	-1,128	0,261
	GE	112	1,671	0,615		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 4 (kg/cm²)	GC	40	2,272	0,981	2,735	0,007
	GE	112	1,874	0,709		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 5 (kg/cm²)	GC	40	1,680	0,531	2,630	0,009
	GE	112	1,339	0,756		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 6 (kg/cm²)	GC	40	1,098	0,516	-2,691	0,008
	GE	112	1,417	0,908		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 7 (kg/cm²)	GC	40	3,368	0,779	-3,346	0,001
	GE	112	3,836	0,751		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 8 (kg/cm²)	GC	40	3,619	0,878	-0,536	0,592
	GE	112	3,693	0,704		

Na apreciação da média das pressões máximas nos sensores, investigámos para ambos os grupos na tabela 29, através do teste *t-student*, que apenas os sensores 4, 5, 6 e 7 adquiriram significância ($\rho < 0.05$).

Tabela 29 – Média das pressões médias nos sensores

		N	MÉDIA	σ	t	ρ
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 1 (kg/cm²)	GC	40	0,981	0,576	0,380	0,705
	GE	110	0,943	0,388		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 2 (kg/cm²)	GC	40	1,220	0,477	-0,234	0,815
	GE	112	1,237	0,374		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 3 (kg/cm²)	GC	40	0,871	0,254	-1,895	0,060
	GE	112	0,973	0,304		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 4 (kg/cm²)	GC	40	1,255	0,497	2,584	0,011
	GE	112	1,062	0,368		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 5 (kg/cm²)	GC	40	1,054	0,339	2,775	0,006
	GE	112	0,833	0,461		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 6 (kg/cm²)	GC	40	0,743	0,316	-2,641	0,009
	GE	112	0,929	0,524		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 7 (kg/cm²)	GC	40	1,918	0,489	-3,043	0,003
	GE	112	2,159	0,407		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 8 (kg/cm²)	GC	40	2,055	0,469	-1,939	0,054
	GE	112	2,210	0,430		

Na apreciação do Pico de máximas pressões, deslindámos na tabela 30, através do teste *t-student*, que ambos os grupos obtiveram significância ($\rho < 0.05$).

Tabela 30 – Pico de Máximas Pressões

		N	MÉDIA	σ	t	ρ
PICO DE MÁXIMAS PRESSÕES (kg/cm²)	GC	40	3,973	0,861	-0,735	0,464
	GE	112	4,075	0,713		

4.4 Análise do GE com o Sistema *Walkinsense*[®]

Na observação da análise das diferentes ortóteses com o sistema *Walkinsense*[®], quando analisado o nível de conforto, tabela 31, através do teste *ANOVA*, confirmámos uma extrema significância ($\rho < 0.05$).

Tabela 31 – Nível de conforto

		N	MÉDIA	σ	F	ρ
NÍVEL DE CONFORTO COM A UTILIZAÇÃO DE DIFERENTES ORTÓTESES PLANTARES	SO	28	4,767	0,358	6,278	0,002
	OR	28	5,614	1,716		
	ORP	28	6,096	1,725		
	TOTAL	84	5,492	1,507		

Após um estudo mais cuidado do nível de conforto, através do teste *Post Hoc*, com o exame LSD, quando comparados os diferentes tipos de variáveis, ou seja, sem ortótese (SO), ortótese de resina (OR) e finalmente ortótese de resina com *post* (ORP), conseguimos depreender que apenas quando avaliada a SO juntamente com a ORP visualiza-se uma extrema significância com valores de $\rho=0.00$.

Na observação da análise, com o sistema *Walkinsense*[®], quando analisados nos tempos médios com diferentes ortóteses, tabela 32, através do teste ANOVA, observámos uma extrema significância em todas as variáveis ($\rho < 0.05$).

Tabela 32 – Tempos médios com diferentes ortóteses

		N	MÉDIA	σ	F	ρ
TEMPO MÉDIO DE ABORDAGEM DO CALCANHAR AO SOLO (ms)	SO	112	163,839	26,652	7,096	0,000
	OR	112	151,071	27,025		
	ORP	112	154,107	25,804		
	TOTAL	336	156,339	26,976		
TEMPO MÉDIO DE APOIO TOTAL (ms)	SO	112	366,964	55,957	5,509	0,004
	OR	112	387,142	34,988		
	ORP	112	383,214	51,223		
	TOTAL	336	379,107	48,877		
TEMPO MÉDIO DE PROPULSÃO (ms)	SO	112	216,160	58,034	6,493	0,001
	OR	112	189,196	41,809		
	ORP	112	202,232	65,522		
	TOTAL	336	202,529	56,914		

Depois da análise mais cuidada tanto do tempo médio de abordagem do calcanhar ao solo como do tempo médio de apoio total, com o teste *Post Hoc*, através do exame LSD, quando equiparadas as diferentes tipos de variáveis, averiguámos uma extrema significância com valores de $\rho=0.00$ entre SO-OR e SO-ORP.

Já no tempo médio de propulsão apenas houve uma extrema significância entre SO-OR, e apenas uma significância entre SO-ORP com valores $\rho < 0.05$.

Conforme podemos observar na tabela 33, através do teste ANOVA, averiguámos que nenhuma das variáveis obteve significância ($p > 0.05$).

Tabela 33 – Resultados das diferentes ortóteses

		N	MÉDIA	σ	F	ρ
DURAÇÃO DO EXAME (S)	SO	112	3067,76	155,184	0,939	0,392
	OR	112	3042,85	147,192		
	ORP	112	3067,41	164,786		
	TOTAL	336	3059,34	155,859		
DISTÂNCIA PERCORRIDA (M)	SO	112	4,592	0,194	0,498	0,607
	OR	112	4,576	0,209		
	ORP	112	4,603	0,204		
	TOTAL	336	4,590	0,202		
VELOCIDADE (m/s)	SO	112	1,499	0,076	0,237	789
	OR	112	1,506	0,082		
	ORP	112	1,503	0,081		
	TOTAL	336	1,503	0,079		
COMPRIMENTO DA PASSADA (M)	SO	112	1,531	0,065	0,002	0,604
	OR	112	1,525	0,069		
	ORP	112	1,534	0,068		
	TOTAL	336	1,530	0,067		
DURAÇÃO DA PASSADA (ms)	SO	112	1022,64	51,723	0,945	0,389
	OR	112	1014,285	49,058		
	ORP	112	1022,464	54,932		
	TOTAL	336	1019,797	51,951		
NÚMERO DE PASSOS POR MINUTO	SO	112	61,355	3,103	0,939	0,391
	OR	112	60,857	2,943		
	ORP	112	61,348	3,295		
	TOTAL	336	61,186	3,117		
AMPLITUDE DA PASSADA (GRAUS)	SO	112	28,133	5,670	0,055	0,946
	OR	112	28,007	5,281		
	ORP	112	28,248	5,284		
	TOTAL	336	28,129	5,400		

Na observação da análise, ao sistema *Walkinsense*[®] quando analisados nos tempos para a activação inicial nos sensores com diferentes tipos de ortóteses, tabela 34, através do teste ANOVA, observámos uma extrema significância para os sensores 3, 6 e 7 com $\rho = 0.00$. Verificámos igualmente significância nos sensores 1 e 8 ($\rho < 0.05$).

Tabela 34 – Tempo para activação inicial dos sensores

		N	MÉDIA	σ	F	ρ
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 1 (ms)	SO	110	276,81	90,116	6,337	0,002
	OR	110	319,727	116,125		
	ORP	102	323,921	115,502		
	TOTAL	322	306,397	109,510		
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 2 (ms)	SO	112	318,750	114,570	3,688	0,026
	OR	112	340,446	95,995		
	ORP	112	356,607	102,628		
	TOTAL	336	338,601	105,517		
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 3 (ms)	SO	112	206,696	61,752	5,680	0,003
	OR	112	228,482	72,921		
	ORP	112	235,625	65,578		
	TOTAL	336	223,601	67,839		
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 4 (ms)	SO	112	148,928	61,663	1,585	0,206
	OR	112	156,339	61,702		
	ORP	112	163,750	63,460		
	TOTAL	336	156,339	62,390		
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 5 (ms)	SO	112	146,875	71,848	1,602	0,202
	OR	112	154,642	75,491		
	ORP	112	137,232	71,334		
	TOTAL	336	146,250	73,046		
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 6 (ms)	SO	112	97,232	49,213	9,712	0,000
	OR	112	124,642	68,496		
	ORP	112	131,250	64,362		
	TOTAL	336	117,70	62,827		
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 7 (ms)	SO	112	10,535	2,952	5,984	0,002
	OR	112	11,517	5,568		
	ORP	112	16,160	21,612		
	TOTAL	336	12,738	13,189		
TEMPO PARA A ACTIVACÃO INICIAL DO SENSOR 8 (ms)	SO	112	11,428	4,214	4,395	0,013
	OR	112	11,785	6,035		
	ORP	112	16,250	22,305		

A análise mais cuidada dos tempos de activação inicial, como se observa na figura 24, através do teste *Post Hoc*, com o exame LSD, corrobora igualmente que apenas quando avaliadas a SO concomitantemente com a

ORP visualiza-se uma significância nos mesmos sensores, mas uma extrema significância no sensor 6 com valores de $\rho=0.00$.

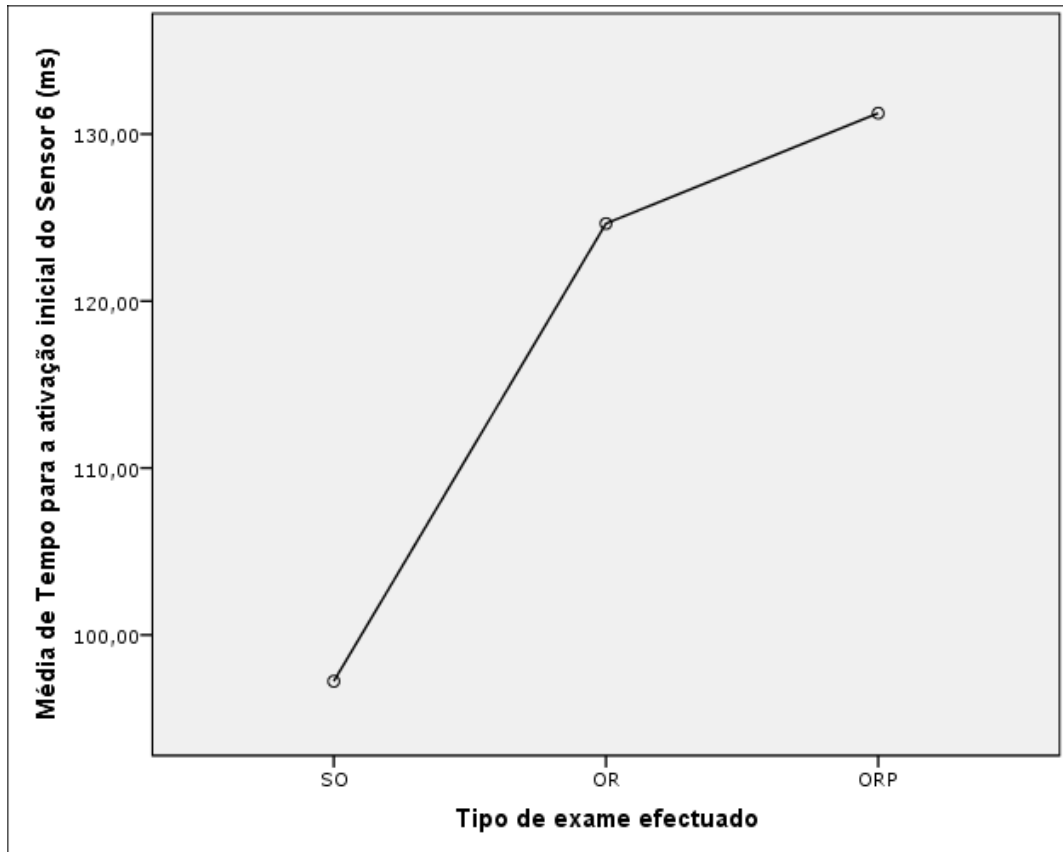


Figura 22 - Gráfico demonstrativo do tempo para a activação inicial do sensor 6 através do teste *Post Hoc*

Examinando a tabela 35, através do teste *ANOVA*, o sistema *Walkinsense*[®] quando analisado a média dos tempos finais de activação nos sensores com diferentes tipos de ortóteses, observámos uma extrema significância para os sensores 1, 6, 7 e 8 com $\rho= 0.00$. Verificámos identicamente significância no sensor 2 ($\rho < 0.05$), onde podemos observar na figura 25.

Tabela 35 – Tempo final de activação dos sensores

		N	MÉDIA	σ	F	ρ
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 1 (ms)	SO	110	711,81	61,52	5,80	0,00
	OR	110	680,18	71,44		
	ORP	102	694,01	73,82		
	TOTAL	322	695,32	70,04		
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 2 (ms)	SO	112	755,98	54,41	4,22	0,01
	OR	112	734,28	51,51		
	ORP	112	744,55	61,29		
	TOTAL	336	744,94	56,42		
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 3 (ms)	SO	112	698,32	56,32	2,62	0,07
	OR	112	683,42	51,72		
	ORP	112	700,53	72,18		
	TOTAL	336	694,13	61,00		
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 4 (ms)	SO	112	684,01	66,02	2,57	0,07
	OR	112	659,19	78,75		
	ORP	112	672,76	97,90		
	TOTAL	336	671,99	82,33		
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 5 (ms)	SO	112	643,39	87,25	2,68	0,06
	OR	112	627,22	109,52		
	ORP	112	661,07	127,24		
	TOTAL	336	643,89	109,78		
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 6 (ms)	SO	112	568,75	85,35	12,30	0,00
	OR	112	503,48	104,56		
	ORP	112	516,87	119,25		
	TOTAL	336	529,70	107,44		
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 7 (ms)	SO	112	498,66	112,29	15,21	0,00
	OR	112	428,75	110,26		
	ORP	112	438,03	83,99		
	TOTAL	336	455,14	107,27		
T. FINAL DE ACTIVAÇÃO DO SENSOR 8 (ms)	SO	112	448,30	77,57	9,14	0,00
	OR	112	402,85	85,75		
	ORP	112	417,85	79,62		
	TOTAL	336	423,00	83,00		

A investigação dos tempos finais de activação, através do teste *Post Hoc*, também com o exame LSD, mostra-nos uma extrema significância com valores de $\rho=0.00$ nos sensores 1, entre SO-OR, no sensor 6 e 7 entre SO-

OR, SO-ORP e entre OR-ORP. No sensor 8 entre SO-OR e SO-ORP e no sensor 2 entre SO-OR validámos também significância com valores $p < 0.05$.

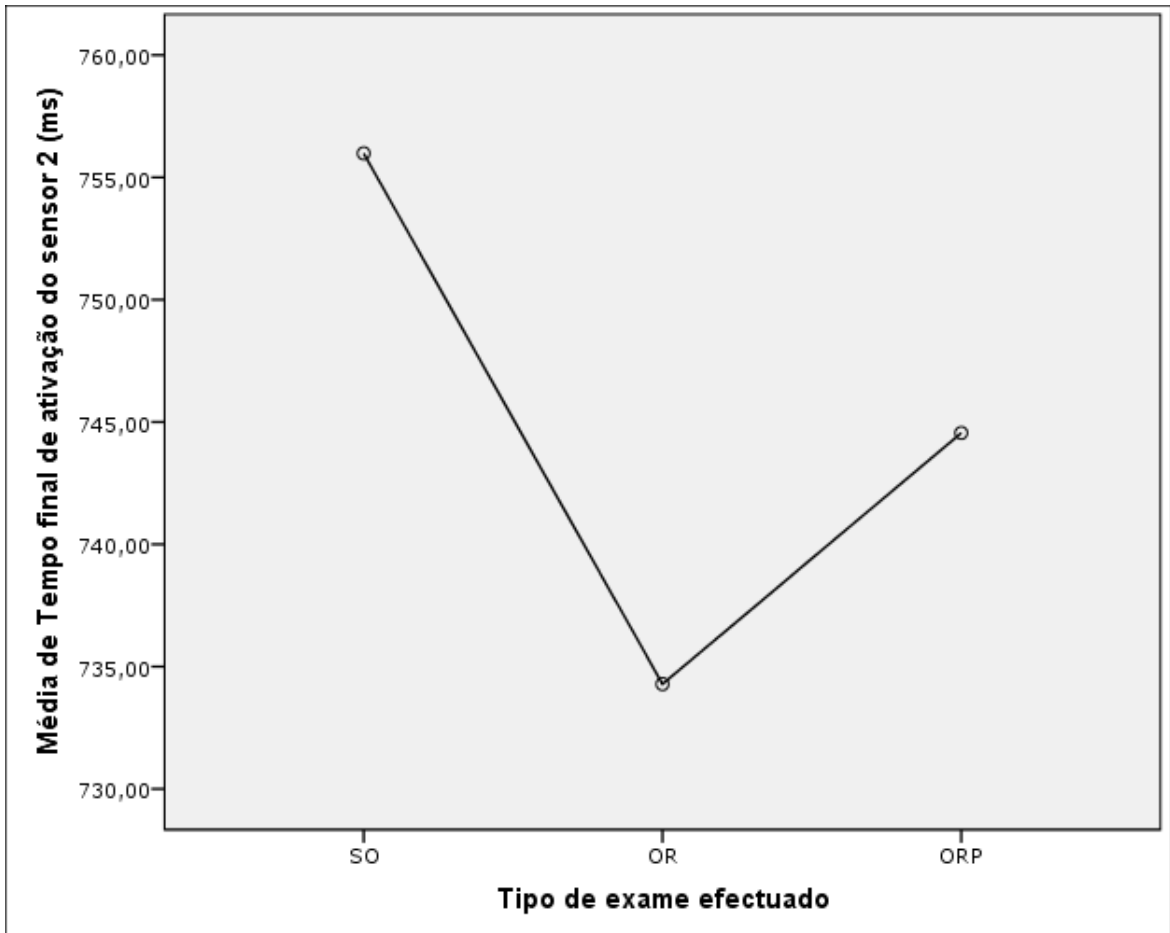


Figura 23 - Gráfico demonstrativo da média de tempo final de activação do sensor 2 (ms).

Na observação da análise, o sistema *Walkinsense*[®] quando analisados nas médias das pressões máximas nos sensores com diferentes tipos de ortóteses, tabela 36, através do teste *ANOVA*, observámos uma extrema significância para os sensores 1, 6, 7 e 8 com $p = 0.00$. Apurando ainda significância no sensor 3 ($p < 0.05$).

Tabela 36 – Media das pressões máximas nos sensores

		N	MÉDIA	σ	F	ρ
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 1 (kg/cm²)	SO	109	1,575	0,692	6,713	0,001
	OR	108	1,276	0,732		
	ORP	96	1,255	0,713		
	TOTAL	313	1,374	0,725		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 2 (kg/cm²)	SO	112	2,699	0,929	2,365	0,095
	OR	112	2,616	0,893		
	ORP	112	2,442	0,891		
	TOTAL	336	2,586	0,908		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 3 (kg/cm²)	SO	112	1,671	0,615	3,248	0,040
	OR	112	1,544	0,557		
	ORP	112	1,478	0,551		
	TOTAL	336	1,564	0,579		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 4 (kg/cm²)	SO	112	1,874	0,709	1,364	0,256
	OR	112	1,755	0,675		
	ORP	112	1,732	0,693		
	TOTAL	336	1,787	0,693		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 5 (kg/cm²)	SO	112	1,339	0,756	1,602	0,202
	OR	112	1,202	0,681		
	ORP	112	1,362	0,730		
	TOTAL	336	1,301	0,724		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 6 (kg/cm²)	SO	112	1,417	0,908	14,470	0,000
	OR	112	0,984	0,604		
	ORP	112	0,950	0,619		
	TOTAL	336	1,117	0,753		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 7 (kg/cm²)	SO	112	3,836	0,751	46,302	0,000
	OR	112	3,263	0,767		
	ORP	112	2,928	0,612		
	TOTAL	336	3,342	0,804		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÁXIMAS NO SENSOR 8 (kg/cm²)	SO	112	3,693	0,704	61,655	0,000
	OR	112	3,081	0,603		
	ORP	112	2,783	0,559		
	TOTAL	336	3,186	0,730		

O exame das médias das pressões máximas nos sensores, através do teste *Post Hoc*, também com o exame LSD, indicam-nos uma extrema significância com valores de $\rho=0.00$ nos sensores 1, 7 e 8 (figura 26, 27 e

28), quando observadas entre elas as variáveis SO-OR-ORP para cada uma delas. No sensor 3 apenas verificamos significância entre SO-ORP e finalmente no sensor 6 observamos extrema significância entre SO-OR e SO-ORP.

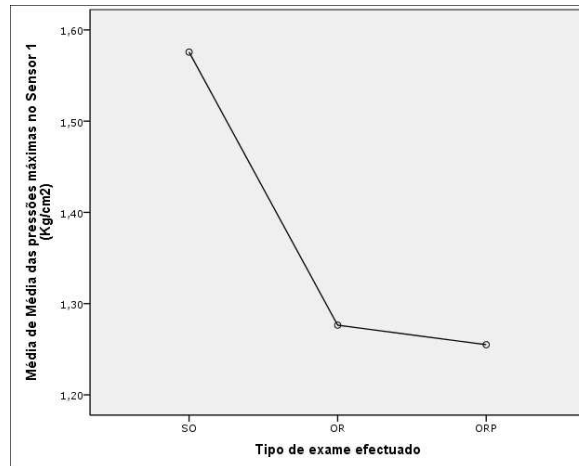


Figura 24 – Gráfico demonstrativo da média das pressões máximas do sensor 1

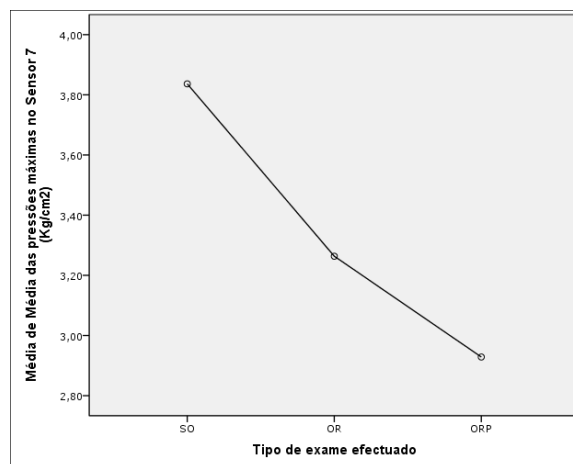


Figura 25 – Gráfico demonstrativo da média das pressões máximas do sensor 7

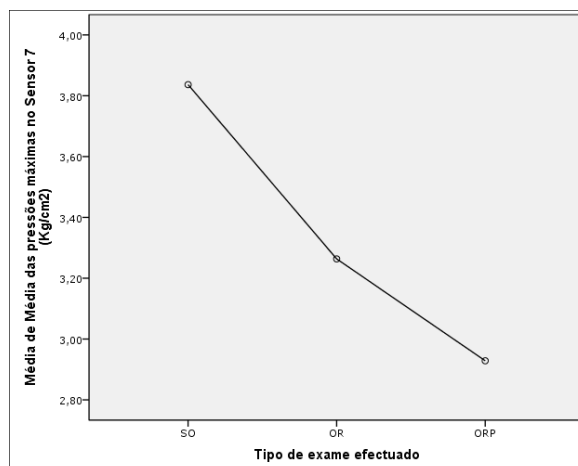


Figura 26 – Gráfico demonstrativo da média das pressões máximas do sensor 8

Através do teste *ANOVA*, o sistema *Walkinsense*[®] quando analisado nas médias das pressões médias nos sensores com diferentes tipos de ortóteses, observámos uma forte significância para os sensores 1, 3, 6, 7 e 8 com $p= 0.00$ (tabela 37).

Tabela 37 – Média das pressões médias nos sensores

		N	MÉDIA	σ	F	p
M DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 1	SO	110	0,943	0,38	9,68	0,00
	OR	110	0,767	0,40		
	ORP	102	0,712	0,41		
	TOTAL	322	0,810	0,41		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 2 (kg/cm²)	SO	112	1,237	0,37	1,02	0,35
	OR	112	1,262	0,38		
	ORP	112	1,189	0,40		
	TOTAL	336	1,230	0,36		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 3 (kg/cm²)	SO	112	0,973	0,30	5,23	0,00
	OR	112	0,897	0,28		
	ORP	112	0,851	0,26		
	TOTAL	336	0,907	0,28		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 4 (kg/cm²)	SO	112	1,062	0,36	2,03	0,13
	OR	112	1,004	0,34		
	ORP	112	0,969	0,33		
	TOTAL	336	1,012	0,35		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 5 (kg/cm²)	SO	112	0,833	0,46	2,36	0,09
	OR	112	0,722	0,35		
	ORP	112	0,810	0,38		
	TOTAL	336	0,788	0,40		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 6 (kg/cm²)	SO	112	0,929	0,52	14,26	0,00
	OR	112	0,669	0,37		
	ORP	112	0,651	0,39		
	TOTAL	336	0,749	0,45		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 7 (kg/cm²)	SO	112	2,159	0,40	20,96	0,00
	OR	112	1,943	0,44		
	ORP	112	1,804	0,38		
	TOTAL	336	1,969	0,43		
MÉDIA DAS PRESSÕES MÉDIAS NO SENSOR 8 (kg/cm²)	SO	112	2,210	0,43	48,19	0,00
	OR	112	1,882	0,36		
	ORP	112	1,726	0,32		
	TOTAL	336	1,939	0,42		

Na análise mais cuidada das médias das pressões médias, igualmente através do teste *Post Hoc*, com o exame LSD, fortificou qpara o sensor 1, 6 e 7 uma extrema significância entre SO-OR e SO-ORP com valores de $\rho=0.00$. o sensor 3 apenas entre SO-ORP. Já o sensor 8 demonstrou entre SO-OR, OR-ORP e SO-ORP.

Na avaliação do Pico de máximas pressões nos diferentes tipos de ortóteses, deslindámos na tabela 38, através do teste ANOVA, uma extrema significância ($\rho= 0.00$).

Tabela 38 – Pico de máximas pressões nos diferentes tipos de ortóteses

		N	MÉDIA	σ	F	ρ
PICO DE MÁXIMAS PRESSÕES (kg/cm ²)	SO	112	4,075	0,713	45,221	0,000
	OR	112	3,495	0,770		
	ORP	112	3,168	0,681		
	TOTAL	336	3,579	0,812		

Após um estudo mais cuidado do pico de máximas pressões, através do teste *Post Hoc*, igualmente com o exame LSD, quando comparados os diferentes tipos de variáveis, conseguimos compreender uma extrema significância entre SO-OR, SO-ORP e OR-ORP.

5 Discussão

“A apresentação bruta dos resultados não tem sentido senão incluída numa discussão na qual o investigador lhes dá significação.” “O investigador deve justificar as suas interpretações e as tentativas de explicação que decorrem das diferenças ou das semelhanças com outros estudos científicos. Deve, também, tomar lugar uma discussão sobre o âmbito da generalização dos resultados a outros contextos e uma análise da sua importância.” (Polit & Hungler, 1995; citado por Fortin, 2000, p. 343).

Neste capítulo analisámos e justificámos a exposição dos resultados com o suporte das referências bibliográficas.

Com o propósito de facultar respostas respeitante ao objectivo a que nos oferecemos na realização deste trabalho, foram observados 38 indivíduos, pertencentes à Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, onde foram triados 10 para o Grupo de Controlo (GC) e 28 ao Grupo de Estudo (GE).

Mediante a análise estatística descritiva e comparativa, entre o GC e GE, alusiva à recolha de dados operada, das distintas variáveis, peso, altura, idade, cálculo do IMC e número do calçado relativamente à amostra estudada, foi possível validar a presença de resultados não estatisticamente significativos ($p > 0.05$).

Em relação às variáveis quantitativas como a prática desportiva, a frequência da actividade física e o pé dominante, observámos que nenhuma destas variáveis apresentadas anteriormente tiveram diferenças significativas entre os grupos.

Relativamente às variáveis de controlo que nos auxiliaram para a triagem dos grupos, como o *Lunge test* que foi o único a ser efectuado à amostra global, embora fosse demonstrado uma correlação extremamente forte e significativa entre pés, em comparação de grupos não detiveram como resultados qualquer significância, mostrando apenas que a média dos graus foi superior no GE do que no GC, este resultado vai de encontro ao autor

Burns & Crosbie (2005) entre outros¹¹. Ainda não há um acordo total sobre a forma de como o ângulo de dorsiflexão do pé pode ser medido. No momento, as várias técnicas são inconsistentes, causando um *déficit* nesta área de investigação em particular. Isto é devido, principalmente, à falta de padronização tornando impossível as confrontações directas entre os ensaios. Além disso, não é claro o que está a ser medido, se é o movimento da articulação subastragalina, o movimento do complexo da articulação tibiotársica, ou a soma de todos os movimentos das articulações do pé. Parece que este último pode ser o mais provável, assim, o termo que parece ser o mais apropriado será a flexão dorsal do pé (Gatt & Chockalingam, 2011).

Com base na nossa avaliação das pedigrafias atentámos que de acordo com os raciocínios dos estudos de cada um dos autores (Nikolaidou & Boudolos, 2006) entre outros¹², identicamente o nosso também derivou em arcos planos através da análise do CSI e FPA.

Em relação ao eixo da subastragalina, 25 dos 28 indivíduos do nosso GE, apresentaram um eixo neutro, o que não foi de encontro com a teoria esclarecida por Kirby (2001) em relação à excessiva pronação.

De acordo com Redmond e seus colaboradores (2008) entre outros¹³, o nosso GE (pés com excessiva pronação) foi triado da nossa amostra conforme os seus critérios.

Rabbito e seus colaboradores em (2011), dizem-nos que a pronação aumentada do pé provoca uma maior pressão sobre o músculo tibial posterior, elucidando assim parcialmente a razão da natureza gradual desta disfunção. Neste trabalho, o nosso GE foi classificado com hiperpronados, mas não se verificou Disfunção do tendão tibial posterior (DTTP), assim sendo somos compelidos a concordar com este autor.

Quando avaliado o conforto¹⁴ através de uma escala visual analógica, onde também foram utilizadas ortóteses plantares com diferentes tipos de *post*,

¹¹ (Cornwall & McPoil, 1997)

¹² (Dowling, et al., 2004; Mickle, et al., 2006b; Stavlas, et al., 2005).

¹³ (Keenan, et al., 2007)

¹⁴ (Springett, et al., 2007; Zifchock & Davis, 2008)

tal como nos estudos de Mundermann e seus colaboradores (2003) verificámos que no nosso estudo existiu entre as diversas ortóteses uma preferência pelas ortóteses em resina com *post* (ORP) a nível de conforto.

Quando falamos na pronação, vários são os autores que nos dizem que a aplicação de ortóteses conduz a muitas melhorias. Na decomposição da amostra com o sistema *Walkinsense*[®], e de acordo com Chevalier & Chockalingam (2011) entre outros¹⁵, observámos melhorias no comprimento de passada e na distância percorrida.

Entre grupos, respectivamente ao tempo médio de apoio total, onde verificámos e analisámos uma máxima significância entre sem ortótese (SO) e ortótese de resina (OR), indo também esta categoria de acordo com vários autores, tais como Abel e colaboradores (1998) entre outros¹⁶. O mesmo se verificou no tempo médio de propulsão, onde SO obteve maior tempo médio (Levitz, Whiteside & Fitzgerald, 1988 citado por Zammit & Payne, 2007). Individualmente para cada uma das ortóteses no grupo de estudo (GE) podemos verificar que o tempo médio de abordagem do calcanhar ao solo alcançou extrema significância $p=0.00$, sendo a OR a mais rápida a abordar o solo e de seguida a ORP deixando para última a SO.

São numerosos os autores que relatam que a aplicação de ortóteses plantares reduz a eversão do retropé Ferber & Benson (2011) entre outros¹⁷. Neste estudo através dos tempos de activação inicial entre os grupos, afirmámos o mesmo, devido aos resultados de significância nos sensores 1 (lado medial), onde os tempos de activação foram menores no GE, ou seja mais rápidos a contactar com o solo, e nos sensores 5 (lado lateral) onde foram menores no GC. Quando avaliadas singularmente no GE, verificámos que nos sensores 6, 7 e 8 a ORP foi a que obteve valores mais altos, demonstrando assim a redução da eversão do retropé.

¹⁵ (Brunner, et al., 1998; Genova & Gross, 2000; Karl B Landorf, et al., 2009; McCulloch, et al., 1993; Winkelmeier, et al., 2006).

¹⁶ (Balaban, et al., 2007; Nawoczinski & Ludewig, 1999 citado por Chen, et al., 2010; Eng & Pierrynowski, 1993; McCulloch, et al., 1993).

¹⁷ (Perry, 1992 e Root, 1997 citado por Chevalier & Chockalingam, 2011; MacLean, et al., 2008; Nester, et al., 2003; Wyndow, et al., 2010).

O mesmo acontece no tempo final de activação entre grupos, no sensor 5 e no sensor 8 que foi maior no GC, mostrando que o GE, pés hiperpronados foram mais rápidos para a fase da propulsão. Mais uma comprovação deste grupo é revelada pelos tempos finais de activação, nos sensores 1, 2, 6, 7 e 8, onde a OR conseguiu os valores mais baixos imediatamente seguida pela ORP.

Pelas médias das pressões máximas, houve significância nos sensores 4 e 5, onde os tempos foram maiores no GC, mostrando mais uma vez que os pés normais tiveram mais pressão do lado lateral, ao contrário do sensor 7 (lado medial), onde os tempos médios das pressões foram maiores no GE, pés hiperpronados. Quando avaliado somente o GE o mesmo se verifica que a média das pressões máximas nos sensores 1, 3, 6, 7 e 8, foram menores em todos os sensores quando aplicámos as ORP imediatamente logo seguidas pelas pressões das OR, denotando assim uma redução da eversão do retropé.¹⁸

Nas médias das pressões médias, o mesmo aconteceu nos sensores 4 e 5, onde os tempos foram maiores no GC, ao contrário do sensor 7 onde este teve tempos médios maiores no GE, ou seja, quando aplicadas qualquer umas das ortóteses, as médias das pressões mais uma vez lateralizam. No GE verificou-se igualmente pelas pressões nos sensores 1, 3, 6, 7 e 8 onde estas estiveram inferiores em todos os sensores quando aplicadas as ORP imediatamente seguidas pelas pressões das OR.¹⁹

O pico de máximas pressões, mais uma vez também comprova-nos que as ortóteses para além de outras funcionalidades reduzem a pronação, quando nos apresenta uma média inferior de pressão nas ORP em relação às outras ortóteses²⁰.

Embora concordemos que contradições existam na literatura corrente, acreditámos que estas contradições podem, na sua maior parte, serem

¹⁸ (Ferber & Benson, 2011; Karl B Landorf, et al., 2009; MacLean, et al., 2008; Mündermann, et al., 2006; Wyndow, et al., 2010)

¹⁹ (Chen, et al., 2010; Chevalier & Chockalingam, 2011; Eng & Pierrynowski, 1993; Ferber & Benson, 2011; Shih, et al., 2011; Winkelmeyer, et al., 2006)

²⁰ (Chevalier & Chockalingam, 2011; Hertel, et al., 2005; Mündermann, et al., 2003; Murley, et al., 2009; Shih, et al., 2011; Alex Stacoff, et al., 2007; Winkelmeyer, et al., 2006)

explicadas pelo tipo de dispositivo, o calçado, os pacientes, de intervenção e protocolo utilizado em cada estudo. A falta de padronização de metodologia entre os estudos impede que os resultados sejam comparados entre os estudos e conclusões generalizadas, mesmo para uma população específica (Chevalier & Chockalingam, 2011).

6 Conclusão

O perfazimento de todo um trabalho demanda sempre uma reflexão para avaliar todo o caminho percorrido. Baseado nesta reflexão sentimos que a realização deste trabalho revelou-se bastante enriquecedora, pois veio incitar o desenvolvimento das nossas competências na área da Podologia, tanto a nível teórico como prático, tributando deste modo para o opulentar das nossas experiências de vida.

Este trabalho expôs como objectivo original “avaliar os efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação”.

Quando examinados os dados deste estudo com determinado cuidado, podemos concluir que o uso das ortóteses personalizadas mostra a existência de diferenças significativas imediatas, tanto nos tempos de apoio do ciclo do caminhar como nas pressões plantares, ou seja, quando comparados os valores, concluímos que os valores do grupo de estudo, pés hiperpronados, com uso das ortóteses com *post* aproximam-se dos valores do grupo de controlo, sendo estes últimos considerados como pés normais.

Seria fundamental para a terapêutica novos estudos sobre o benefício do uso destas a longo prazo.

Ainda que estas ortóteses se tenham revelado serem funcionais e confortáveis, não podemos deixar de aludir que foram fabricadas personalizadas, o que pode manifestar resultados diferentes de investigador para investigador e/ou mesmo de cada vez que se tente realizar.

7 Referências bibliográficas

- Abel, M. F., Juhl, G. A., Vaughan, C. L., & Damiano, D. L. (1998). Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(2), 126-133.
- Actis, R. L., Ventura, L. B., Lott, D. J., Smith, K. E., Commean, P. K., Hastings, M. K., et al. (2008). Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking. *Med Biol Eng Comput*, 46(4), 363-371.
- Balaban, B., Yasar, E., Dal, U., Yazicioglu, K., Mohur, H., & Kalyon, T. A. (2007). The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disabil Rehabil*, 29(2), 139-144.
- Balint, G. P., Korda, J., Hangody, L., & Balint, P. V. (2003). Regional musculoskeletal conditions: foot and ankle disorders. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 17(1), 87-111.
- Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M. K., & Bencke, J. (2008). Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *J Foot Ankle Surg*, 47(2), 89-95.
- Barroco, R. S., Lemos, M., & Nery, C. A. S. (1998). Pé plano adquirido do adulto por disfunção do tendão do tibial posterior. Avaliação clínica, imagenológica e morfométrica. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 33(7), 563-576.
- Barwick, A., Smith, J., & Chuter, V. (2012). The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *Foot (Edinb)*.
- Benasuly, A., & Barragán, J. (2003). *Ortopodologia y aparato locomotor*. Barcelona: Masson.
- Bennell, K., Bowles, K. A., Payne, C., Cicuttini, F., Osborne, R., Harris, A., et al. (2007). Effects of laterally wedged insoles on symptoms and disease progression in medial knee osteoarthritis: a protocol for a

- randomised, double-blind, placebo controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disord*, 8, 96.
- Bertsch, C., Unger, H., Winkelmann, W., & Rosenbaum, D. (2004). Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. First year results of 42 children. *Gait & Posture*, 19, 235-242.
- Billis, E., Katsakiori, E., Kapodistrias, C., & Kapreli, E. (2007). Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *17(2)*, 65-72.
- Bird, A. R., Bendrups, A. P., & Payne, C. B. (2003). The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait Posture*, 18(2), 81-91.
- Bleyenheuft, C., Caty, G., Lejeune, T., & Detrembleur, C. (2008). Assessment of the Chignon((R)) dynamic ankle-foot orthosis using instrumented gait analysis in hemiparetic adults. *Ann Readapt Med Phys*, 51(3), 154-160.
- Bonci, C. M. (1999). Assessment and Evaluation of Predisposing Factors to Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Athl Train*, 34(2), 155-164.
- Bray, G. A., & Gray, D. S. (1988). Obesity. Part I--Pathogenesis. *West J Med*, 149(4), 429-441.
- Brodke, D. S., Skinner, S. R., Lamoreux, L. W., Johanson, M. E., St Helen, R., Moran, S. A., et al. (1989). Effects of ankle-foot orthoses on the gait of children. *J Pediatr Orthop*, 9(6), 702-708.
- Brokelman, R. B., van Loon, C. J., & Boog, G. J. (2008). Surgeon satisfaction agreement after total knee arthroplasty using a visual analogue scale: a single surgeon series. *Arch Orthop Trauma Surg*, 128(3), 255-259.
- Brunner, R., Meier, G., & Ruepp, T. (1998). Comparison of a stiff and a spring-type ankle-foot orthosis to improve gait in spastic hemiplegic children. *J Pediatr Orthop*, 18(6), 719-726.
- Buchbinder, M. R., Napora, N. J., & Biggs, E. W. (1979). The relationship of abnormal pronation to chondromalacia of the patella in distance runners. *J Am Podiatry Assoc*, 69(2), 159-162.

- Burns, J., & Crosbie, J. (2005). Weight bearing ankle dorsiflexion range of motion in idiopathic pes cavus compared to normal and pes planus feet. *The Foot, 15*, 91-94.
- Burns, J., & Crosbie, J. (2005). Weight bearing ankle dorsiflexion range of motion in idiopathic pes cavus compared to normal and pes planus feet. *The Foot, 15*, 91-94.
- Bus, S. A., Ulbrecht, J. S., & Cavanagh, P. R. (2004). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 19*(6), 629-638.
- Caselli, M. A. (2004). Orthoses, Materials and Foot Function. *Podiatry Management* Retrieved 21 de setembro de 2011, from www.podiatrym.com
- Caselli, M. A., & George, D. H. (2003). Foot deformities: biomechanical and pathomechanical changes associated with aging, part I. *Clinical in Podiatric Medicine and Surgery, 20*(3), 487-509.
- Castro-Mendez, A., Munuera, P. V., & Albornoz-Cabello, M. (2013). The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: A randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthet Orthot Int.*
- Castro, A., Rebelatto, J., & Aurichio, T. (2009). A relação do ângulo da articulação metatarsofalangeana e de medidas antropométricas com a postura dos pés de idosos. *Revista Brasileira de Fisioterapia, 13*, 59-64.
- Charrette, M. (1997). Orthotic support and the older patient
- Charrette, M. (2004). Top 10 ways orthotics can help your patients. *The chiropractic Journal.*
- Chen, Y. C., Lou, S. Z., Huang, C. Y., & Su, F. C. (2010). Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 25*(3), 265-270.
- Chevalier, T. L., & Chockalingam, N. (2011). Foot orthoses: a review focusing on kinematics. *J Am Podiatr Med Assoc, 101*(4), 341-348.

- Claus, A., Hides, J., Moseley, G. L., & Hodges, P. (2008). Sitting versus standing: does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? *J Electromyogr Kinesiol*, 18(4), 550-558.
- Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2008). Is 'ideal' sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures. *Man Ther*.
- Colagiuri, S., Marsden, L. L., Naidu, V., & Taylor, L. (1995). The use of orthotic devices to correct plantar callus in people with diabetes. *Elsevier Science Ireland Ltd*, 28(1), 29-34.
- Cornwall, M., & McPoil, T. (1997). The effect of foot orthotics on the initiation of plantar surface loading. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(3), S4.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train*, 40(1), 41-46.
- Crevoisier, X., & Assal, M. (2007). Acquired adult flatfoot deformity: a pragmatic approach. *Revue Médicale Suisse*, 3(138), 2892-2898.
- Crosbie, J., & Burns, J. (2007). Are in-shoe pressure characteristics in symptomatic idiopathic pes cavus related to the location of foot pain? *Gait & Posture*, 27, 16-22.
- Curran, S. A. (2009). The relationship between the use of foot orthoses and knee ligament injury in female collegiate basketball players. *Journal of American Podiatric medical Association*, 99.
- Czepielewski, M. A. (2003). Obesidade *Grande Enciclopédia Médica Saúde da Família* (Vol. 5, pp. 24, 35). Matosinhos: QuidnoviN - Edição e conteúdos,SA.
- D'Amico, J. C. (2001). Developmental flatfoot. In P. Thomson & R. Volpe (Eds.), *Introduction to podopediatrics* (2^o ed., pp. 260-273). London: Churchill Livingstone.
- Delacroix, S., Hasdenteufel, D., Legrand, N., Chèze, L., & Lavigne, A. (2009). Effets d'une orthèse plantaire biomécanique chez un cycliste souffrant d'un syndrome de la bandelette iliotibiale. *Science & Sports*, 24(6), 281-287.

- Donatelli, R. A. (1996). *The biomechanics of the foot and ankle* (2^o ed.). Philadelphia: Contemporary Perspectives in Rehabilitation.
- Dowling, A. M., Steele, J. R., & Baur, L. A. (2004). Can static plantar pressures of prepubertal children be predicted by inked footprints. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(5), 429-433.
- Durrant, B., Chockalingam, N., & Hashmi, F. (2011). Posterior tibial tendon dysfunction: a review. *J Am Podiatr Med Assoc*, 101(2), 176-186.
- Eng, J. J., & Pierrynowski, M. R. (1993). Evaluation of Soft Foot Orthotics in the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome. *Physical Therapy*, 73(2), 62-68.
- Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P., & Allard, P. (2008). Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *J Sci Med Sport*, 12(6), 679-684.
- Ferber, R., & Benson, B. (2011). Changes in multi-segment foot biomechanics with a heat-mouldable semi-custom foot orthotic device. *J Foot Ankle Res*, 4(1), 18.
- Ferber, R., Davis, I. M., & Williams, D. S., 3rd. (2005). Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *J Biomech*, 38(3), 477-483.
- Finn, R. (2007, February 1). Give OTC Orthotic Soles a Test Run Before Going Custom. *Family Practice News*, p. 35. Retrieved from [http://www.familypracticenews.com/index.php?id=2633&cHash=071010&tx_ttnews\[tt_news\]=46174](http://www.familypracticenews.com/index.php?id=2633&cHash=071010&tx_ttnews[tt_news]=46174)
- Foley, D. K. (2008). Development of a visual analogue scale to measure curriculum outcomes. *J Nurs Educ*, 47(5), 209-213.
- Fortin, M. F. (1999). *O processo de investigação: da concepção à realização*. Loures: Lusociência.
- Fortin, M. F. (2000). *O processo de investigação: da concepção à realização* (2 ed.). Loures: Lusociência.
- Foundation, A. S. (2007). SPSS Smart Viewer (Version 16.0) [Software]. United States: SPSS Inc.

- Fuhrmann, R. A., Trommer, T., & Venbrocks, R. A. (2005). [The acquired buckling-flatfoot. A foot deformity due to obesity?]. *Orthopade*, *34*(7), 682-689.
- Gatt, A., & Chockalingam, N. (2011). Clinical assessment of ankle joint dorsiflexion: a review of measurement techniques. *J Am Podiatr Med Assoc*, *101*(1), 59-69.
- Geideman, W. M., & Johnson, J. E. (2000). Posterior tibial tendon dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther*, *30*(2), 68-77.
- Genova, J. M., & Gross, M. T. (2000). Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *J Orthop Sports Phys Ther*, *30*(11), 664-675.
- Giza, E., Cush, G., & Schon, L. C. (2007). The flexible flatfoot in the adult. *Foot and Ankle Clinics*, *12*(2), 251-571.
- Goldcher, A. (1992). *Manual de Podología*. Barcelona.
- Gould, D., Kelly, D., Goldstone, L., & Gammon, J. (2001). Examining the validity of pressure ulcer risk assessment scales: developing and using illustrated patient simulations to collect the data INFORMATION POINT: Visual Analogue Scale. *Journal of Clinical Nursing*, *10*(5), 697-706.
- Hargrave, M., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2003). Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of athletic Training*, *38*(1), 18-23.
- Harradine, P., & Bevan, L. (2009). A review of the theoretical unified approach to podiatric biomechanics in relation to foot orthoses therapy. *J Am Podiatr Med Assoc*, *99*(4), 317-325.
- Hertel, J., Sloss, B. R., & Earl, J. E. (2005). Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius electromyographic activity during selected exercises. *Arch Phys Med Rehabil*, *86*(1), 26-30.
- Hiller, L., & Pinney, S. J. (2003). Surgical treatment of acquired flatfoot deformity: What is state of practice among academic foot and ankle surgeons in 2002? *Foot & Ankle International*, *24*(9), 701-705.

- Hintermann, B., & Gachter, A. (1996). The first metatarsal rise sign: a simple, sensitive sign of tibialis posterior tendon dysfunction. *Foot Ankle Int*, *17*(4), 236-241.
- Hodge, M. C., Bach, T. M., & Carter, G. M. (1999). novel Award First Prize Paper. Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *14*(8), 567-575.
- Imhauser, C. W., Siegler, S., Abidi, N. A., & Frankel, D. Z. (2004). The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *19*(2), 161-169.
- Johnson, K. A., & Strom, D. E. (1989). Tibialis posterior tendon dysfunction. *Clin Orthop Relat Res*(239), 196-206.
- Jones, R., Carter, J., Moore, P., & Wills, A. (2005). A study to determine the reliability of an ankle dorsiflexion weight-bearing device. *Physiotherapy*, *91*(4), 242-249.
- Jones, R., Carter, J., Moore, P., & Wills, A. (2005). A study to determine the reliability of an ankle dorsiflexion weight-bearing device. *Physiotherapy*, *91*, 242-249.
- Karl B Landorf, Anne-Maree Keenan, & Herbert, R. D. (2009). Effectiveness of foot orthoses to treat plantar fasciitis. *American Medical association*, *166*.
- Keenan, A. M., Redmond, A. C., Horton, M., Conaghan, P. G., & Tennant, A. (2007). The Foot Posture Index: Rasch analysis of a novel, foot-specific outcome measure. *Arch Phys Med Rehabil*, *88*(1), 88-93.
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc*, *91*(9), 465-487.
- Kulcu, D. G., Yavuzer, G., Sarmer, S., & Ergin, S. (2007). Immediate effects of silicone insoles on gait pattern in patients with flexible flatfoot. *Foot & Ankle International*, *28*(10), 1053-1056.
- Landorf, K., Keenan, A. M., & Rushworth, R. L. (2001). Foot orthosis prescription habits of Australian and New Zealand podiatric physicians. *J Am Podiatr Med Assoc*, *91*(4), 174-183.

- Landorf, K. B., Keenan, A. M., & Herbert, R. D. (2004). Effectiveness of different types of foot orthoses for the treatment of plantar fasciitis. *J Am Podiatr Med Assoc*, 94(6), 542-549.
- Ledoux, W. R., Shoufer, J. B., Ahroni, J. H., Smith, D. G., Sangeorzan, B. J., & Boyko, E. J. (2003). Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot & Ankle International*, 24(11), 845-850.
- Lelièvre, J. (2005). Current concepts and correction in the valgus foot. *Foot and Ankle Quarterly*, 17(4), 124-126.
- Linklater, J., Hayter, C. L., Vu, D., & Tse, K. (2009). Anatomy of the subtalar joint and imaging of talo-calcaneal coalition. *Skeletal Radiol*, 38(5), 437-449.
- Llanos-Alcázar, L. F., & Acebes-Cachafeiro, J. C. (1997). *El Pie* (Vol. XI). Barcelona: Masson.
- MacLean, C. L., Davis, I. S., & Hamill, J. (2008). Short- and Long-Term Influences of a Custom Foot Orthotic Intervention on Lower Extremity Dynamics. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18(4), 338-343
310.1097/MJT.1090b1013e31815fa31875a.
- Magee, D. (2002). *Avaliação Musculoesquelética* (3ª ed.). São Paulo: Editora Manole.
- Mansour Eslami, Mickael Begon, Sébastien Hinse, Heydar Sadeghi, Peter Popov, & Allard, P. (2008). Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Elsevier Science Ireland Ltd*.
- Manuel Sérgio. (2001). Motricidade humana e saúde. *Revista da Educação Física/UEM*, 12, 129-138.
- Marks, R., & Penton, L. (2004). Are foot orthotics efficacious for treating painful medial compartment knee osteoarthritis? A review of the literature. *Int J Clin Pract*, 58(1), 49-57.
- Maroco, J. (2003). *Análise Estatística com utilização do SPSS* (2ª ed.). Lisboa: Edições Sílabo, Lda.
- Martin Luther King. (1963). Coleção de frases, mensagens, textos, poesias e poemas sobre pesamentos Martin Luther King no Citador.

- Retrieved 22 de Junho de 2012, from http://www.alashary.org/pesamentos_martin_luther_king/
- Martinez, L. F., & Ferreira, A. I. (2007). *Análise de dados com SPSS - primeiros passos*. Lisboa: Escolar Editora.
- Mattacola, C. G., Dwyer, M. K., Miller, A. K., Uhl, T. L., McCrory, J. L., & Malone, T. R. (2001). Effect of Orthoses on Postural Stability in Asymptomatic Subjects With Rearfoot Malalignment During a 6-Week Acclimation Period. Presented to the National Athletic Trainers' Association. *Division of Athletic Training, College of Health Sciences, University of Kentucky, Lexington, KY*.
- Mattacola, C. G., Dwyer, M. K., Miller, A. K., Uhl, T. L., McCrory, J. L., & Malone, T. R. (2007). Effect of orthoses on postural stability in asymptomatic subjects with rearfoot malalignment during a 6-week acclimation period. *Arch Phys Med Rehabil*, 88(5), 653-660.
- McCall, I. (2001). Radiological examination of the child's foot. In P. Thomson & R. Volpe (Eds.), *Introduction to podopediatrics* (2^o ed., pp. 185-205). London: Churchill Livingstone.
- McCulloch, M. U., Brunt, D., & Vander Linden, D. (1993). The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *J Orthop Sports Phys Ther*, 17(1), 2-10.
- McKechnie, J. G., & Brodie, E. E. (2008). Hand and hand preferences in use of a visual analogue scale. *Percept Mot Skills*, 107(3), 643-650.
- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (1991). Rigid versus soft foot orthoses. A single subject design. *J Am Podiatr Med Assoc*, 81(12), 638-642.
- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc*, 88(3), 119-129.
- Meyers-Rice, B., Sugars, L., McPoil, T., & Cornwall, M. W. (1994). Comparison of three methods for obtaining plantar pressures in nonpathologic subjects. *J Am Podiatr Med Assoc*, 84(10), 499-504.
- Mickle, K. J., Steele, J. R., & Munro, B. J. (2006a). Does excess mass affect plantar pressure in young children? *International Journal of Pediatric Obesity*, 1(3), 138-188.

- Mickle, K. J., Steele, J. R., & Munro, B. J. (2006b). The feet of overweight and obese young children: are they flat or fat? *Obesity, 14*(11), 1949-1953.
- Mills, K., Blanch, P., & Vicenzino, B. (2012). Comfort and midfoot mobility rather than orthosis hardness or contouring influence their immediate effects on lower limb function in patients with anterior knee pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 27*(2), 202-208.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2003). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 18*(3), 254-262.
- Mündermann, A., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2006). Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait & Posture, 23*(3), 295-302.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J. (2003). *Short term effects of foot orthotic on comfort and lower extremity kinematics, kinetics, muscle activity are consistent over a three-week period.* Paper presented at the Proceedings of the Sixth Symposium on Footwear Biomechanics, Canada.
- 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.
- Munuera, P. V., & Mazoterias-Pardo, R. (2011). Benefits of custom-made foot orthoses in treating patellofemoral pain. *Prosthet Orthot Int, 35*(4), 342-349.
- Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture, 29*(2), 172-187.
- Nawoczenski, D. A., & Ludewig, P. M. (1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil, 80*(5), 540-544.

- Nester, C. J., van der Linden, M. L., & Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture, 17*(2), 180-187.
- Nikolaidou, M. E., & Boudolos, K. D. (2006). A footprint-based approach for the rational classification of foot types in young schoolchildren. *The Foot, 16*, 82-90.
- Núñez-Samper, M., & Alcázar, L. F. L. (1997). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Barcelona: Mason, S.A.
- Ohnhaus, E. E., & Adler, R. (1975). Methodological problems in the measurement of pain: a comparison between the verbal rating scale and the visual analogue scale. *Pain, 1*(4), 379-384.
- Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy, 80*(4), 399-409.
- Pascual Huerta, J., Ropa Moreno, J. M., & Kirby, K. A. (2009). Static response of maximally pronated and nonmaximally pronated feet to frontal plane wedging of foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc, 99*(1), 13-19.
- Payne, C., Oates, M., & Noakes, H. (2003). Static stance response to different types of foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc, 93*(6), 492-498.
- Perry, S. D., & Lafortune, M. A. (1995). Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 10*(5), 253-257.
- Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledi, T., Hauser, G., & Sluga, M. (2006). prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics, 633-639*.
- Pinto, R. Z., Souza, T. R., & Maher, C. G. (2012). External devices (including orthotics) to control excessive foot pronation. *Br J Sports Med, 46*(2), 110-111.
- Pratt, D. J. (2000). A Critical Review of the literature on foot orthoses. *American Podiatric Medical Association, 90*.
- Rabbito, M., Pohl, M. B., Humble, N., & Ferber, R. (2011). Biomechanical and clinical factors related to stage I posterior tibial tendon dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther, 41*(10), 776-784.

- Rathleff, M. S., Nielsen, R. G., & Kersting, U. G. (2012). Navicula drop test ad modum Brody: does it show how the foot moves under dynamic conditions? *J Am Podiatr Med Assoc*, *102*(1), 34-38.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, *15*, 282-291.
- Redmond, A. C., Crane, Y. Z., & Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res*, *1*(1), 6.
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *21*(1), 89-98.
- Reed, L., & Bennett, P. J. (2001). Changes in foot function with the use of Root and Blake orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc*, *91*(4), 184-193.
- Renaud, M. I. C. R. (1994). *A Pessoa Humana e o Direito à Saúde*. Lisboa: Brotéria.
- Richie, D. H. (2005). Pathomechanics of the adult acquired flatfoot. *Foot and Ankle Quarterly*, *17*(4), 109-123.
- Richie, D. H. (2007). Biomechanics and clinical analysis of the adult acquired flatfoot. *Clinical in Podiatric Medicine and Surgery*, *24*(4), 617-644.
- Rochera-Vilaseca, R. (1997). Pie Plano. In M. Núñez-Samper & L. F. L. Alcázar (Eds.), *Biomecánica, medicina y cirugía del pie* (pp. 184). Barcelona: Mason, S.A.
- Rochera, R. (1994). Ortesis y prótesis del aparato locomotor. In R. Viladot, O. Cobi & S. Clavel (Eds.), *Pie plano* (pp. 181-187). Barcelona: Masson.
- Rome, K., Gray, J., Stewart, F., Hannant, S. C., Callaghan, D., & Hubble, J. (2004). Evaluating the Clinical Effectiveness and Cost-effectiveness of Foot Orthoses in the Treatment of Plantar Heel Pain. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *94*(3), 229-238.
- Root, M. L. (1973). Biomechanical examination of the foot. *J Am Podiatry Assoc*, *63*(1), 28-29.
- Root, M. L. (1994). Development of the functional orthosis. *Clin Podiatr Med Surg*, *11*(2), 183-210.

- Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). *Normal and Abnormal Function of the Foot*. Los Angeles: Los Angeles Biomechanics Corp.
- Saint-Exupéry, A. D. (2005). *O pequeno príncipe* (48 ed.): Agir.
- Scharfbillig, R., Evans, A. M., Copper, A. W., Williams, M., Scutter, S., Iasiello, H., et al. (2004). Criterion validation of four criteria of the foot posture index. *J Am Podiatr Med Assoc*, 94(1), 31-38.
- Seeley, R. R., Stephens, T. D., & Tate, P. (2001). Articulações e biomecânica do movimento corporal (M. A. Caeiro, M. C. Durão, M. L. Abecasis, M. P. Groz & M. T. S. Lael, Trans.) *Anatomia e fisiologia* (3rd ed., pp. 249-274). Loures: Lusodidatica.
- 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. *Clin Rehabil*, 25(10), 913-923.
- Simonsen, O. H., Revald, P., Kjaer, I. L., Christensen, M., Molgaard, C., & Lass, P. (2006). [Tibialis posterior tendon dysfunction. An often neglected cause of painful adult flatfoot]. *Ugeskr Laeger*, 168(39), 3314-3316.
- Sizensky, J. A., & Marks, R. M. (2005). Medial-sided bony procedures: Why, What, and How? *Foot and Ankle Quarterly*, 17(4), 139-142.
- Springett, K. P., Otter, S. J., & Barry, A. (2007). A clinical longitudinal evaluation of pre-fabricated, semi-rigid foot orthoses prescribed to improve foot function. *The Foot*, 17, 184-189.
- Stacoff, A., Kramers-de Quervain, I., Dettwyler, M., Wolf, P., List, R., Ukelo, T., et al. (2007). Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot*, 17(3), 143-153.
- Stacoff, A., Kramers-de Quervain, I. A., Luder, G., List, R., & Stussi, E. (2007). Ground reaction forces on stairs. Part II: knee implant patients versus normals. *Gait Posture*, 26(1), 48-58.
- Stavlas, P., Grivas, T. B., Michas, C., Vasiliadis, E., & Polyzois, V. (2005). The evolution of foot morphology in children between 6 and 17 years of age: A cross-sectional study based on footprints in a mediterranean population *The journal of Foot & Ankle Surgery*, 44(6), 424-428.

- Subotnick, S. I. (1999). *Sports Medicine of the Lower extremity* (2^o ed.). Pennsylvania: Churchill Livingstone.
- Taranto, J., Taranto, M. J., Bryant, A., & Singer, K. P. (2005). Angle of gait: a comparative reliability study using footprints and the EMED-SF®. *The Foot, 15*, 7-13.
- Tateuchi, H., Wada, O., & Ichihashi, N. (2011). Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Hum Mov Sci, 30*(3), 566-573.
- Trnka, H. J. (2004). Dysfunction of the tendon of tibialis posterior. *J Bone Joint Surg Br, 86*(7), 939-946.
- Trotter, L. C., & Pierrynowski, M. R. (2008). Ability of foot care professionals to cast feet using the nonweightbearing plaster and the gait-referenced foam casting techniques. *J Am Podiatr Med Assoc, 98*(1), 14-18.
- Urry, S. R., & Wearing, S. C. (2005). Arch Indexes from ink footprint and pressure plantforms are different. *The Foot, 15*, 68-73.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: Mosby.
- Van Boerum, D. H., & Sangeorzan, B. J. (2003). Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and Ankle Clinics, 8*(3), 419-430.
- Van Meerhaeghe, T. (2006). [When and why functional orthotics?]. *Rev Med Brux, 27*(4), S327-329.
- Venturini, C., André, A., Aguilar, B. P., & Giacomelli, B. (2006). Confiabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. *ACTA FISIATR, 13*(1), 39-43.
- Vianna, S., & Vianna, V. (2004). Artigo de revisão. Disfunção do tibial posterior. *Instituto Nacional de Traumatologia-Ortopedia, 2*(1).
- WebMD-Better information, B. h. (2010, 18 de Maio de 2012). Feet (Human Anatomy): Bones, Tendons, Ligaments, and More. *Pain Management Health Center*, from <http://www.webmd.com/pain-management/picture-of-the-feet>

- Wernick, J. (2001). The change in orthotic making techniques with the development of current biomechanical theories. *Clin Podiatr Med Surg*, 18(4), 715-717, vii.
- Wiewiorski, M., & Valderrabano, V. (2011). Painful flatfoot deformity. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 78(1), 20-26.
- Williams, A., & Nester, C. (2010). *The Pocket Podiatry Guide*. Edinburgh: Elsevier.
- Wilson, M. L., Rome, K., Hodgson, D., & Ball, P. (2008). Effect of textured foot orthotics on static and dynamic postural stability in middle-aged females. *Gait Posture*, 27(1), 36-42.
- Winkelmeyer, M., Nelson, B., Southworth, T., & Carlson, K. (2006). Effect of orthotics and footwear on static rearfoot kinematics. *Journal of Sports Science and Medicine*.
- Wrobel, J. S., Edgar, S., Cozzetto, D., Maskill, J., Peterson, P., & Najafi, B. (2010). A proof-of-concept study for measuring gait speed, steadiness, and dynamic balance under various footwear conditions outside of the gait laboratory. *J Am Podiatr Med Assoc*, 100(4), 242-250.
- Wyndow, N., Cowan, S. M., Wrigley, T. V., & Crossley, K. M. (2010). Neuromotor control of the lower limb in Achilles tendinopathy: implications for foot orthotic therapy. *Sports Med*, 40(9), 715-727.
- Zammit, G. V., & Payne, C. B. (2007). Relationship between positive clinical outcomes of foot orthotic treatment and changes in rearfoot kinematics. *J Am Podiatr Med Assoc*, 97(3), 207-212.
- Zifchock, R. A., & Davis, I. (2008). A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(10), 1287-1293.

Anexos

Anexo I – Carta de pedido de autorização da orientadora

Exmo. MSc Miguel Oliveira

Vila Nova de Famalicão, 2012

Assunto: Pedido de autorização

O plano de estudos do Curso de Mestrado em Podiatria Clínica, 2º ano do 2º ciclo, a funcionar no Instituto Politécnico de Saúde do Norte, Escola Superior de Saúde do Vale do Ave prevê que, no último ano do curso os alunos realizem um trabalho de pesquisa integrado na unidade curricular de Trabalho de Projecto.

Com o objectivo de poder dar cumprimento a esta orientação curricular junto enviamos uma carta do estudante, autor do trabalho, a solicitar autorização para a realização da colheita de dados enquadrada no seu doutoramento, bem como o documento de apresentação do estudo, sua finalidade, população visada e o respectivo instrumento de colheita de dados.

Agradecendo desde já a atenção disponibilizada por Vossa Ex.^a para o assunto, colocamo-nos à disposição para eventuais esclarecimentos.

Com os melhores cumprimentos,

Prof. Doutora Liliana Ávidos

Orientadora da Tese

Anexo II – Carta de pedido de autorização da aluna

Exmo. MSc. Miguel Oliveira_____

Vila Nova de Famalicão, de 2012

Assunto: Pedido de autorização

Eu, Carla Cristina Oliveira Pereira, aluna do Curso de Mestrado em Podiatria Clínica, 2º ano, a funcionar no Instituto Politécnico de Saúde do Norte, Escola Superior de Saúde do Vale do Ave, prevê que, no último ano do curso os alunos realizem um trabalho de pesquisa integrado na unidade curricular de Trabalho de Projecto, com o objectivo de dar cumprimento a esta orientação curricular, venho pela presente solicitar autorização para realizar a recolha de dados enquadrada no seu doutoramento, para tal junto envio um documento onde descrevo detalhadamente a apresentação do estudo, com a sua finalidade, o seu objectivo, procedimentos, tempo requerido e local de avaliação, confidencialidade, participação voluntária e desistência do estudo.

Agradecendo desde já a atenção disponibilizada por V. Ex.^a para o assunto, informo que estarei à disposição para eventuais esclarecimentos.

Com os melhores cumprimentos,

Cristina Oliveira

Anexo III – Apresentação do estudo

Título do Projecto: Efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação.

Importância do estudo: As estruturas do corpo são constantemente submetidas a forças de considerável magnitude. As mais importantes são devido à gravidade e à actividade muscular. Em circunstâncias normais, o corpo humano suporta as forças aplicadas às suas estruturas e os músculos podem gerar forças necessárias para a sustentação, equilíbrio, locomoção e acção sobre os objectos externos (Magee, 2002). Quando não podem suportar as solicitações, ou não podem ser geradas forças suficientes para o funcionamento normal, produz-se uma patologia biomecânica alterando a capacidade do pé para atenuar forças de carga provenientes do peso corporal (Billis, et al., 2007). Nestes casos, o tecido mole pode ver-se afectado e por conseguinte, pode originar disfunções musculares e/ou alterações osteoarticulares (Benasuly & Barragán, 2003). A capacidade para detectar o movimento do pé e fazer alterações posturais em resposta é essencial na prevenção da lesão (Bernier e Perrin, 1998 citado por Cote, et al., 2005). As ortóteses plantares funcionais são frequentemente prescritas para a lesão de membro inferior associada a excessiva pronação do pé e tem sido demonstrado que têm eficácia com condições específicas. No entanto, o mecanismo de acção das ortóteses plantares funcionais é desconhecido (Barwick, et al., 2012).

Objectivo do estudo: Avaliar os efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática nas e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação.

Procedimentos: Após o consentimento informado, num primeiro momento serão recolhidos, através do inquérito, dados sociodemográficos, como idade, peso e altura, para a caracterização da amostra. Seguidamente, obteremos a pegada plantar através do método do pedígrafo, em estática em ambos os pés. Obtidas as pedigrafias procederemos à medição da

limitação da flexão dorsal da articulação tibiotársica pedindo ao sujeito para colocar o seu pé perpendicular à parede e ir flexionando o joelho, avançando-o na direcção da parede, sem que se verifique a elevação do calcanhar, através do goniómetro de gravidade. Para determinação da posição global do pé, surge o Índice de Postura do Pé – 6 (FPI-6). A partir deste momento definiremos o grupo de estudo e o grupo de controlo.

De imediato, avaliaremos a disfunção do tendão tibial posterior (DTTP), no intuito de avaliar os pés planos adquiridos através do teste das pontas dos pés e a mensuração do grau de supinação do antepé.

Após esta avaliação clínica obtivemos os moldes em semicarga em espuma fenólica, para posterior realização das ortóteses plantares em resina, este procedimento será efectuado somente no grupo de estudo.

Num segundo momento, passados aproximadamente 15 dias, tanto o grupo de controlo (pés normais), como o grupo de estudo (pés hiperpronados), submeter-se-ão às seguintes avaliações:

A análise da dinâmica em duas séries numa distância de 10m recorrendo ao dispositivo *Walkinsense*[®].

Para o grupo de estudo aplicaremos as ortóteses plantares em resina com e sem estabilizador posterior, procederemos novamente à análise plantar segundo o método *Walkinsense*[®], seguida da classificação do conforto recorrendo à escala visual analógica (EVA) para os dois tipos de ortóteses.

Tempo requerido e local de avaliação: será realizada nas instalações da Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, a avaliação requer a duração num primeiro momento cerca de 10 minutos e numa segunda avaliação cerca de 25 minutos.

Confidencialidade: as respostas e resultados são **absolutamente confidenciais**, destinando-se apenas a ser utilizados, **sob anonimato**, no âmbito da Tese de Mestrado em Podiatria Clínica.

Participação voluntária: os participantes foram seleccionados para participarem no projecto de doutoramento do Mestre Miguel Oliveira, respeitando os princípios éticos da investigação experimental não trazendo

qualquer benefício ou prejuízo, a nível assistencial ou de qualquer outra ordem.

Investigador principal do estudo: Miguel Oliveira

Contacto em caso de dúvidas acerca do estudo:

Nota:

Bibliografia:

- Barwick, A., Smith, J., & Chuter, V. (2012). The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *Foot (Edinb)*.
- Benasuly, A., & Barragán, J. (2003). *Ortopodologia y aparato locomotor*. Barcelona: Masson.
- Billis, E., Katsakiori, E., Kapodistrias, C., & Kapreli, E. (2007). Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *17(2)*, 65-72.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train, 40(1)*, 41-46.
- Magee, D. (2002). *Avaliação Musculoesquelética* (3ª ed.). São Paulo: Editora Manole.

Anexo IV – Declaração de consentimento informado

Título do Projecto: Efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação.

Por favor, leia atentamente a Declaração de Consentimento antes de decidir participar no estudo.

Importância do estudo: As estruturas do corpo são constantemente submetidas a forças de considerável magnitude. As mais importantes são devido à gravidade e à actividade muscular. Em circunstâncias normais, o corpo humano suporta as forças aplicadas às suas estruturas e os músculos podem gerar forças necessárias para a sustentação, equilíbrio, locomoção e acção sobre os objectos externos (Magee, 2002). Quando não podem suportar as solicitações, ou não podem ser geradas forças suficientes para o funcionamento normal, produz-se uma patologia biomecânica alterando a capacidade do pé para atenuar forças de carga provenientes do peso corporal (Billis, et al., 2007). Nestes casos, o tecido mole pode ver-se afectado e por conseguinte, pode originar disfunções musculares e/ou alterações osteoarticulares (Benasuly & Barragán, 2003). A capacidade para detectar o movimento do pé e fazer alterações posturais em resposta é essencial na prevenção da lesão (Bernier e Perrin, 1998 citado por Cote, et al., 2005). As ortóteses plantares funcionais são frequentemente prescritas para a lesão de membro inferior associada a excessiva pronação do pé e tem sido demonstrado que têm eficácia com condições específicas. No entanto, o mecanismo de acção das ortóteses plantares funcionais é desconhecido (Barwick, et al., 2012).

Objectivo do estudo: Avaliar os efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação.

Procedimentos: Após o consentimento informado, num primeiro momento serão recolhidos, através do inquérito, dados sociodemográficos, como

idade, peso e altura, para a caracterização da amostra. Seguidamente, obteremos a pegada plantar através do método do pedígrafo, em estática em ambos os pés. Obtidas as pedigrafias procederemos à medição da limitação da flexão dorsal da articulação tibiotársica pedindo ao sujeito para colocar o seu pé perpendicular à parede e ir flexionando o joelho, avançando-o na direcção da parede, sem que se verifique a elevação do calcanhar, através do goniómetro de gravidade. Para determinação da posição global do pé, surge o Índice de Postura do Pé – 6 (FPI-6). A partir deste momento definiremos o grupo de estudo e o grupo de controlo.

De imediato, avaliaremos a disfunção do tendão tibial posterior (DTTP), no intuito de avaliar os pés planos adquiridos através do teste das pontas dos pés e a mensuração do grau de supinação do antepé.

Após esta avaliação clínica obtivemos os moldes em semicarga em espuma fenólica, para posterior realização das ortóteses plantares em resina, este procedimento será efectuado somente no grupo de estudo.

Num segundo momento, passados aproximadamente 15 dias, tanto o grupo de controlo (pés normais), como o grupo de estudo (pés hiperpronados), submeter-se-ão às seguintes avaliações:

A análise da dinâmica em duas séries numa distância de 10m recorrendo ao dispositivo *Walkinsense*[®].

Para o grupo de estudo aplicaremos as ortóteses plantares em resina com e sem estabilizador posterior, procederemos novamente à análise plantar segundo o método *Walkinsense*[®], seguida da classificação do conforto recorrendo à escala visual analógica (EVA) para os dois tipos de ortóteses.

Tempo requerido e local de avaliação: será realizada nas instalações da Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, a avaliação requer a duração num primeiro momento cerca de 10 minutos e numa segunda avaliação cerca de 25 minutos.

Confidencialidade: as respostas e resultados são **absolutamente confidenciais**, destinando-se apenas a ser utilizados, **sob anonimato**, no âmbito da Tese de Mestrado em Podiatria Clínica.

Participação voluntária: os participantes foram seleccionados para participarem no projecto de doutoramento do Mestre Miguel Oliveira, respeitando os princípios éticos da investigação experimental não trazendo qualquer benefício ou prejuízo, a nível assistencial ou de qualquer outra ordem.

Desistência do estudo: pode desistir a qualquer momento do estudo sem qualquer prejuízo.

Investigador principal do estudo: Miguel Oliveira

Contacto em caso de dúvidas acerca do estudo:

Declaração:

Eu, _____
declaro que li a informação acima e que o investigador responsável pelo projecto se dispôs a esclarecer todas as dúvidas que tenham resultado da sua leitura, ou outras que eventualmente tenham surgido.

Assino em sinal de que acedo a participar voluntariamente neste projecto de investigação e de que recebi uma cópia do presente documento.

DATA ___/___/___

O Investigador

O participante

Anexo V – Inquérito

Código: _____

1. Idade 2. Peso 3. Altura 4. Nº Calçado

5. Tem alguma deformidade congénita no membro inferior?

Sim Não

6. Tem algum tipo de dor no membro inferior?

Sim Não

7. Tem algum tipo de alergia?

Sim Não

7.1 Se sim, qual? _____

8. Pratica alguma actividade desportiva?

Sim Não

8.1 Qual? _____

8.2. Quantas vezes por semana? _____

8.3. Quanto tempo demora cada actividade? _____

9. Pé dominante:

Pé direito Pé esquerdo

Anexo VI – Grelha de recolha de dados – Parte I

Seleccção da amostra

CÓDIGO: _____

1. Pedigrafias:

Pé Direito CSI: _____ Pé Esquerdo CSI: _____

FPA: _____ FPA: _____

Simétrica: Sim Não

2. Limitação da articulação tibiotársica:

Pé Direito Graus: _____ Pé Esquerdo Graus: _____

3. Índice de Postura do Pé:

FPI	Plano	Avaliação 1		Avaliação 2		Avaliação 3	
		ESQ -2 a +2	DRT -2 a +2	ESQ -2 a +2	DRT -2 a +2	ESQ -2 a +2	DRT -2 a +2
Palpação da cabeça do astrágalo	Transverso						
Supra-Infra Curvatura lateral maleolar	Frontal/Transverso						
Inversão/Eversão do calcâneo	Frontal						
Proeminência da região talo navicular	Transverso						
Congruência do ALI	Sagital						
ABD/ADD do antepé-Retropé	Transverso						
TOTAL							

4. Obtenção de Moldes:

Simétrica: Sim Não

Anexo VII – Grelha de recolha de dados – Parte II

CÓDIGO: _____

1. Disfunção do Tendão Tibial Posterior:

1.1 Teste de pontas: Pé Esquerdo: P/N Pé Direito: P/N

1.2 Grau de supinação do antepé: Pé Esq: P/N Pé Drt: P/N

2. Determinação da representação plantar do eixo da articulação SAG:

2.1 Medial Neutro Lateral

Grupo de Estudo Grupo de Controlo

SO OR ORP

3. Walkinsense®

6. Nível de conforto: (assinale com um **X** o seu nível de conforto de momento)

SO	Extremamente desconfortável	Máximo Conforto
OR	Extremamente desconfortável	Máximo Conforto
ORP	Extremamente desconfortável	Máximo Conforto

Anexo VIII – Autorização para a alteração do tema

Exmo. Sr. Comissão Coordenadora do
Mestrado em Podiatria Clínica da
Escola Superior de Saúde de Vale do Ave
Mestre Manuel Portela

Porto, 22 de Junho de 2012

Exmo. Sr. Coordenador do Mestrado

Como é do conhecimento de V. Ex.^a, no âmbito do plano de estudos do Curso de Mestrado em Podiatria Clínica, 2º ano do 2º ciclo, a funcionar no Instituto Politécnico de Saúde do Norte, Escola Superior de Saúde do Vale do Ave prevê que, no último ano do curso os alunos realizem um trabalho de pesquisa integrado.

Com o objectivo de poder dar cumprimento a esta orientação curricular inicialmente propus desenvolver um tema sob a orientação da Professora Doutora Liliana Ávidos, mas até ao momento, não foi possível reunir as condições ideais para estudar o proposto, por essa razão, eu, Carla Cristina Oliveira Pereira, autora do trabalho, com conhecimento e aprovação da minha Orientadora, venho por este meio solicitar alteração do meu tema, propondo que se altere para "Efeitos imediatos das ortóteses plantares em resina na cinemática e nas pressões plantares em indivíduos com excessiva pronação".

Agradecendo desde já a atenção disponibilizada por Vossa Ex.^a para o assunto, coloco-me à disposição para outros eventuais esclarecimentos.

Com os melhores cumprimentos,

(Investigador)

(Orientador)

Anexo XI – Dados sobre o material

Page: 1/5

Material Safety Data Sheet According to 91/155 EC

Reviewed on 16.11.1999

1 Identification of substance

- Product details

- Trade name M.A.X.

- Supplier:

Fritz Minke GmbH & Co KG

Cecilienstr. 31 47051 Duisburg

Tel. 0203-281010 Fax. 0203-2810170

Internet: www.minke.de

E-Mail: info@minke.de

2 Composition / Data on components:

- Chemical characterization:

CAS No. Designation:

Void

- Identification number(s):

- EINECS Number: Void

- Chemical characterization

- Description: Counter-material based on thermoplastic polyester

3 Hazards identification

- Hazard designation: void

- Information pertaining to particular dangers for man and environment

void

- Classification system

The classification is in line with current EC lists. It is expanded, however, by information from technical literature and by information furnished by supplier companies.

4 First aid measures

- General information No special measures required.
- After inhalation: Void
- After skin contact:
Rinse with warm water.
The product is not skin irritating.

Page: 2/5

- After eye contact:
Rinse opened eye for several minutes under running water. Then consult doctor.
- After swallowing: Void

5 Fire fighting measures

- Suitable extinguishing agents
CO₂, extinguishing powder or water jet. Fight larger fires with foam.
- Special hazards caused by the material, its products of combustion or flue gases:
Fire can cause release of:
Hydrogen chloride (HCl)
Under certain fire conditions, traces of other toxic gases cannot be excluded.
- Protective equipment: Put on breathing apparatus.

6 Accidental release measures

- Person-related safety precautions: Wear protective clothing.
- Measures for environmental protection: No special measures required.
- Measures for cleaning / collecting: Collect mechanically
- Additional information: No dangerous materials are released.

7 Handling and storage

- Handling
 - Information for safe handling: No special measured required.
 - Information about protection against explosions and fires:
Have fire extinguishing equipment ready in case of nearby fire.
- Storage
 - Requirements to be met by storerooms and containers:
No special requirements.
 - Information about storage in one common storage facility: Not required.
 - further information about storage conditions: None.
 - Storage class: Void
 - Class according to regulation on inflammable liquids: Void

8 Exposure controls and personal protections

- Components with critical values that require monitoring at the workplace:
Not required.
- Additional information:
The lists that were valid during compilation were used as a basis.

Page: 3/5

- Personal protective equipment
- General protective and hygienic measures
Wash hands during breaks and at the end of the work.
- Breathing equipment: Not required.
- Protection of hands: Not required.
- Eye protection: Not required.

9 Physical and chemical properties

- Form: sheet material
- Colour: Green
- Smell: Odourless

	Value/Range	Unit	Method
- Change in condition			
- Boiling point/Boiling range:	Not applicable		
- Flash point:	> 200 - C		
- Ignition temperature:	> 200 - C		
Danger of explosion:	Product is not explosive.		
- Density		at 20 - C	ca. 1 g/cm ³
- Solubility in / Miscibility with			
- Water	Unsoluble		
- pH-value:	Not applicable		

10 Stability and reactivity

- Thermal decomposition / conditions to be avoided:
Can decompose slowly with localised heating above 150 - C
No decomposition if used according to specifications.
- Dangerous reactions No dangerous reaction known
- Dangerous composition products:
Hydrogen chloride (HCl)
Danger of toxic pyrolysis products.

11 Toxicological Information

- Acute toxicity:
- Primary irritant effect:
- on the skin: No irritant effect.
- on the eye: Void
- Sensitization: No sensitizing effect known.

Page: 4/5

- Additional toxicological information:
In our experience and according to the information provided to us, the product does not have any harmful effects when used and handled according to specification.

12 Ecological information

- Information about elimination (persistence and degradability):
- Other information:
Good elimination possible
elimination by flocculation or adsorption by sludge
- Additional ecological information:
- According to recipe contains the following heavy metals and compounds according to EC guideline No. 76/464 EC:
None
- General notes: Generally not hazardous for water.

13 Disposal considerations

- Product:
- Recommendation
Smaller quantities can be disposed with household garbage.
- European waste catalogue 04 01 09: wastes from dressing and finishing

- Uncleaned packaging:
- Recommendation:
Dispose of packaging according to regulations on the disposal of packagings.

14 Transport information

- Transport / Additional information:
Not dangerous according to the above regulations.

15 Regulatory information

- Designation according to EC guidelines:
Observe the normal safety regulations when handling chemicals. The product is not subject to identification regulations under EC Directives and the Ordinance on Hazardous Materials (GefStoffV).
- National regulations
- Classification according to VbF: Void
- Water hazard class: Generally not hazardous for water.

Page: 1/5

16 Other information

These data are based on our present knowledge. However, they shall not constitute a guarantee for any specific product features and shall not establish a legally valid contractual relationship.

- Department issuing data specification sheet:
Occupational health and safety department

M•A•X ... the transformable



Stiffening material with medium firmness and excellent flexural behavior, used, for example, in counters, sporting footwear and strong supplies.

- processing temperature ca. 80-160°C
- material contains adhesive
- adhesive power and open assembly time can be regulated by varying forming pressure and heating time
- the two backers non-woven and gauze allow choosing between weak or strong adhesive.

C 5



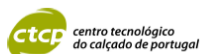
M•A•X

CE pollution tested according to the examination criteria catalogue of the SG.

Thickness 1,1 mm	Art.No. 3210.10
Thickness 1,5 mm	Art.No. 3210.15
Plate size	ca. 1,5 m ²

Material	Espessura / mm	Densidade / g.cm ⁻³	Dureza / Shore D	Tensão rotura / MPa - x	Tensão rotura / MPa - y	Alongamento rot. /% - x	Alongamento rot. /% - y						
Placa BRANCA	1,34	1,34	0,93	53	53	11,97	11,9	16,92	16,8	31,86	30,2	16,87	16,3
	1,33			53	12,14	16,39	29,3	16,67					
	1,35			53	11,57	17,09	29,58	15,43					
Placa Verde MINKE MAX	1,68	1,67	1,07	58	58	13,32	13,1	9,79	9,0	9,37	8,8	6,21	6,1
	1,65			57	13,27	8,4	9,21	5,97					
	1,68			59	12,65	8,77	7,72	6,22					
	Espessura / mm	Densidade / g.cm ⁻³	Dureza / Shore A										
Espuma BRANCA	5,95	5,95	0,28	53	54								
	5,96			54									
	5,93			54									

Anexo XI – Boletim de ensaios do material



BOLETIM DE ENSAIOS

PROF. MIGUEL OLIVEIRA

1. Material:

- 1.1 - Placa, de cor branca
- 1.2 – Placa, de cor verde, refª Minke Max
- 1.3 – Espuma branca

2. Temperatura e humidade relativa de ensaio e condicionamento: 23±2°C e 50±5%, respetivamente

3. Testes realizados e resultados obtidos:

Ensaio	Norma	Unidade	Resultados		
			Mat. 1.1	Mat. 1.2	Mat. 1.3
Espessura	C/ base EN ISO20344- 7.1-2011	mm			
Provete 1			1,34	1,68	5,95
Provete 2			1,33	1,65	5,96
Provete 3			1,35	1,68	5,93
Média			1,34 (± 0,06)	1,67 (± 0,02)	5,95 (± 0,01)
Densidade	ISO2781-Met.B- 2008	g/cm³	0,93 (± 0,02)	1,07 (± 0,02)	0,28 (±0,01)
Dureza	ISO868--2003	Shore D			
Provete 1			53	58	53
Provete 2			53	57	54
Provete 3			53	59	54
Média			53(± 1)	58(± 1)	54(± 1)
Resistencia à Tração	ISO 3376:2011	MPa			
- <u>Carga de rotura</u>					
- <u>Sentido X</u>					
Provete 1			11,97	13,32	
Provete 2			12,14	13,27	
Provete 3			11,57	12,65	
Média			11,9 (± 0,7)	13,1 (± 0,9)	
- <u>Sentido Y</u>					
Provete 1			16,92	9,79	
Provete 2		16,39	8,40		
Provete 3		17,09	8,77		
Média		16,8 (± 1,8)	9,0 (±2,6)	-- --	
- <u>Alongamento na rotura</u>					
- <u>Sentido X</u>			%		
Provete 1		31,86	9,37		
Provete 2		29,30	9,21		
Provete 3		29,58	7,72		
Média		30,2 (± 3,1)	8,8 (± 2,6)		
- <u>Sentido Y</u>					
Provete 1	16,87	6,21			
Provete 2	16,67	5,97			
Provete 3	15,43	6,22			
Média	16,3 (± 2,6)	6,1 (± 2,4)			

CTCP
rua de fundões... devesa velha
3700 121 s. João da madeira
portugal

telefone +351 256 830 950
fax +351 256 832 554
email geral@ctcp.pt
site www.ctcp.pt

extensão - felgueiras
rua dr. luis gonzaga da fonsaca moreira
margarede
4610 117 felgueiras_portugal

telefone +351 255 312 146
fax +351 255 311 614

