

ANÁLISE DA MARCHA EM CRIANÇAS COM TRATAMENTO CIRÚRGICO DO PÉ BOTO

Andreia Manuela Crespo Flores

Trabalho de Projeto apresentado à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança
para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica, da área de especialização em **Biomecânica e Reabilitação**

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professor Doutor Paulo Piloto

Professora Doutora Arcelina Marques¹

Dr. Nuno Alegrete²

Julho 2014

Trabalho foi realizado em parceria com:

¹ISEP – Instituto Superior de Engenharia do Porto;

²FMUP – Faculdade de Medicina da Universidade do Porto.

Agradecimentos

Este trabalho teve o contributo de várias pessoas, que de forma direta ou indireta enriqueceram o trabalho final, que sem elas seria muito difícil. Gostaria de destacar algumas e agradecer por toda a dedicação e disponibilidade.

À professora Arcelina Marques, um muito obrigado, por toda a dedicação e pela ótima orientação que me proporcionou durante todo período de realização da tese.

Ao professor Paulo Piloto por todo apoio, preocupação e disponibilidade, bem como a orientação, que mesmo à distância, mostrou-se sempre disponível em colaborar.

Ao Dr. Nuno Alegrete, pela colaboração e orientação, bem como a ajuda no direcionamento do estudo.

Ao professor Mário Vaz pela orientação, por todas as recomendações, e por todo trabalho proposto bem como as oportunidades de estudo.

Ao Dr. André Sá Rodrigues pela ajuda na interface com os pacientes intervenientes no estudo, bem como no apoio inicial que foi fundamental.

À universidade do porto, pela disponibilidade das suas instalações (LOME e LABIOME) e equipamentos. Ao diretor do LABIOME, prof. João Paulo Vilas-Boas e a todos os técnicos do LABIOME, em particular à Sara Morais, sem esquecer o Pedro Fonseca e Márcio Borgonovo por toda ajuda e por todas as opiniões que foram fundamentais em todo processo do meu trabalho bem como alguns elementos do grupo de biomecânica, em particular ao Pooya. Ao Nuno, técnico do LOME, obrigada pelas primeiras noções e pela força inicial.

Aos pais das crianças participantes neste estudo, pela colaboração.

A todos os meus amigos que sempre me incentivaram e promoveram bons momentos, apesar de por vezes não poder colaborar a 100 % por falta de tempo.

E por último, mas não menos importante aos meus pais, irmãos e família que estiveram sempre presentes, apesar do meu mau humor e falta de paciência vezes sem conta. E ao Stefan pelo carinho.

Resumo

O pé boto é uma patologia bastante frequente na área de ortopedia infantil, no entanto o seu tratamento ainda é muito discutido por muitos profissionais de saúde, devido às abordagens que existem.

O presente trabalho tem como objetivo comparar crianças que foram submetidas a um tratamento cirúrgico de pé boto com um grupo de controlo, e verificar quais as consequências que este tratamento cirúrgico originou no desenvolvimento motor e na marcha. O método de investigação utilizou o estudo cinemático e dinâmico da marcha e o estudo da ativação muscular (eletromiografia), focando a avaliação nos membros inferiores, uma vez que é em torno destes que se realiza o tratamento.

A análise de marcha foi realizada a um grupo de seis crianças submetidas a tratamento cirúrgico (quatro crianças com pé boto unilateral e duas crianças com pé boto bilateral) e a um grupo de controlo, constituído por dez crianças, utilizando o sistema de captura de movimento, Qualisys, para obtenção das amplitudes angulares dos três segmentos do pé (ante pé, retro pé e hálux), bem como em relação à tibia. Este sistema foi sincronizado com as plataformas de força para obtenção das forças de reação no solo (FRS), e também com a eletromiografia de quatro músculos de cada perna (gastrocnémio lateral, gastrocnémio medial, peronial longo e tibial anterior).

Todos estes dados foram analisados num programa de modelação tridimensional, Visual 3D, onde foi construído um modelo tridimensional, e configurado de modo a obter a variação angular dos segmentos e articulações, as FRS e as amplitudes da ativação muscular. Depois das simulações foi efetuado um tratamento estatístico fazendo três tipos de análise: Análise 1 – grupo de pés patológicos (PP) com grupo dos pés de controlo (PC); Análise 2 – grupo de pés saudáveis (PS) com o grupo de pés controlo; Análise 3 – grupo de pés unilaterais (PU) com o grupo de pés bilaterais (PB). Os pés patológicos são todos aqueles que foram submetidos à cirurgia, que podem ser unilaterais (num membro) ou bilaterais (ambos os membros), enquanto os pés saudáveis

são os pés do grupo patológico que não foram submetidos a qualquer cirurgia ou tratamento. Os pés de controlo são os pés do grupo de controlo, de todos os indivíduos sem qualquer patologia associada.

A análise final demonstrou que existem alguns parâmetros biomecânicos comuns às crianças que se submeteram ao tratamento cirúrgico, nomeadamente os pés patológicos possuem maior rigidez na maioria dos movimentos pertencentes ao corpo do pé, e menor rigidez nos movimentos relacionados com a tibia principalmente nos bilaterais, o que também acontece em relação aos pés saudáveis. Demonstrou-se ainda que os pés saudáveis apresentam uma maior variação do tempo de ativação muscular, com uma ativação mais longa durante os movimentos.

Palavras-chave: Pé Boto, tratamento cirúrgico, análise de marcha, cinemática com o modelo do pé multissegmentado, cinética e eletromiografia.

Abstract

The clubfoot is a very frequent pathology in infantile orthopedics; however its treatment was and is much discussed by many health professionals, due to the approaches still existing.

This study aims to compare a group of children subjected to a surgical treatment and a group of children with no pathology, to assess the real consequences that this treatment introduces in motor development and in gait. For this purpose the methodology of gait analysis with electromyography was used, focused on the lower limbs, because it is obviously the focus of the treatment.

Gait analysis using the motion capture system Qualisys, was performed with a group of six children who underwent surgery (four children with unilateral clubfoot and two children bilateral clubfoot) and a group of ten children (control group), to obtain the angular amplitudes of the three segments of the foot (forefoot, hindfoot and hallux) and with respect to the tibia . This system was synchronized with the force platforms to obtain the ground reaction forces and electromyography was used to evaluate the activation of four muscles in each leg (lateral gastrocnemius, medium gastrocnemius, tibialis anterior and peroneus longus).

All data was analyzed with three-dimensional modeling software, 3D Visual, where a three-dimensional model was built and simulated to obtain the angles variation of the segments, the ground reaction forces and the amplitude of the muscle activation. After simulations, subsequent statistical analysis was developed with three comparative analyses: Analysis 1 – group of pathological feet with control feet group; Analysis 2 - Healthy Feet group with control feet group; Analysis 3 - Unilateral feet group with bilateral feet group. Pathological feet are all those which underwent surgery, and may be unilateral (one limb) or bilateral (both limbs), while healthy feet group corresponds to those feet which did not undergo any surgery or treatment for the pathological

children. The control feet are the feet of the control group of the all individuals without any associated pathology.

The final analysis has shown that there are some biomechanical parameters common to children submitted to surgery, namely the pathological feet presenting greater rigidity in the majority of the movements related to the foot body and lower stiffness in the movements related to tibia mainly bilateral feet, which also true for healthy feet. It is further demonstrated that healthy feet exhibit greater variation in time of muscle activation.

Key-words: Clubfoot, surgical treatment, gait analysis, kinematics with the multi-segment foot model, kinetics and electromyography.

Conteúdo

Agradecimentos	iii
Resumo.....	v
Abstract	vii
Conteúdo	ix
Lista de Acrónimos	xi
Lista de Tabelas	xiii
Lista de Figuras.....	xv
Capítulo 1. Introdução.....	1
1.1 Enquadramento.....	1
1.2 Objetivo.....	2
1.3 Estrutura da tese.....	3
Capítulo 2. Pé boto	5
2.1 Membro Inferior	5
2.2 Pé Boto	10
2.2.1 Etiologia	10
2.2.2 Anatomia Patológica.....	11
2.2.3 Tratamento	12
2.2.4 Classificação.....	16
2.3 Estado de Arte	19
Capítulo 3. Métodos de investigação e análise	23
3.1 Análise de Marcha	24

3.1.1	Análise de Marcha Patológica	26
3.1.2	Plataformas de forças	27
3.1.3	Sistema Qualisys.....	29
3.2	Eletromiografia.....	34
3.2.1	Eléttodos	35
3.2.2	Processamento e análise do sinal.....	36
3.2.3	Sistema Delsys.....	37
3.3	Caracterização da População	38
3.3.1	Caracterização Geral.....	38
3.3.2	Descrição da Amostra e Definição do Problema.....	39
3.4	Protocolos.....	41
3.5	Análise Estatística.....	45
Capítulo 4.	Discussão de resultados.....	47
4.1	Análise da Força de Reação ao Solo.....	47
4.2	Análise das Amplitudes Angulares.....	53
4.3	Eletromiografia	68
Capítulo 5.	Conclusões.....	75
	Referências bibliográficas	79
	Anexos.....	85
	Anexo A.....	87
	Anexo B	93
	Anexo C.....	97
	Anexo D.....	101
	Anexo E	107

Lista de Acrónimos

A1, A2, A3	Análise 1,2 e 3 respetivamente
AP	Ante pé; HX – Hálux; RP – retro pé; SL – Solo; TB – Tíbia
CVM	Contração Voluntária Máxima
DC	Corrente Contínua
DOF	<i>Degree of Freedom</i> em português “grau de liberdade”
EMG	Eletromiografia
FA	Fase de Apoio
FRS	Força de Reação no Solo
GL	Gastrocnémio Lateral
GM	Gastrocnémio Medial
MB	Músculo do Membro Bilateral
MC	Músculo do Membro Controlo
MP	Músculo do Membro Patológico
MS	Músculo do Membro Saudável
MU	Músculo do Membro Unilateral
PB	(Grupo) Pés Bilaterais
PC	(Grupo) Pés Controlo
PL	Perónio longo
PP	(Grupo) Pés Patológicos
PS	(Grupo) Pés Saudáveis
PU	(Grupo) Pés Unilaterais
RMS	<i>Root Mean Square</i> em português valor quadrático médio
TA	Tibial Anterior

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Descrição dos músculos de acordo com o movimento característico do pé. .	9
Tabela 3.1: Características Antropométricas do Grupo de Controlo e Grupo Patológico.	39
Tabela 3.2: Caracterização do grupo patológico de acordo com o questionário realizado.	40
Tabela 4.1: Análise 1 em relação às três componentes da FRS:	48
Tabela 4.2: Comparação da Análise 2 em relação às três componentes da FRS.	49
Tabela 4.3: Comparação da Análise 3 em relação às três componentes da FRS.	50
Tabela 4.4: Cinemática da A1: Controlo vs. Patológico.....	54
Tabela 4.5: Cinemática da A2. Controlo vs. Saudável.	54
Tabela 4.6: Cinemática da A3. Bilateral vs. Unilateral.....	54

Lista de Figuras

Figura 2.1: Morfologia do pé: Vista Superior (Adaptado de(Sobotta 2000)).	6
Figura 2.2: Articulação do tornozelo: Vista Posterior (Adaptado de Sobotta (2000)).	6
Figura 2.3: Músculos da perna e pé: vista frontal e lateral (Adaptado de Sobotta (2000)).	8
Figura 2.4: Movimento do pé (Adaptada (Goonetilleke 2013)).	9
Figura 2.5: Diferentes exemplos de casos de crianças com pé boto (adaptado (Lohan 2011)).	12
Figura 2.6: Cronologia dos principais criadores do tratamento do pé boto.	14
Figura 2.7: Exemplos de ortótese utilizadas no tratamento de Ponseti (Ignacio Ponseti 2005).	16
Figura 2.8: Representação da classificação Pirani (Flynn, Donohoe et al. 1998)	17
Figura 2.9: Classificação de Dimeglio para o pé boto (adaptado de (Wainwright, Auld et al. 2002)).	18
Figura 3.1: Padrão de marcha (Adaptado de Vaughan, Davis et al. (1992)).	24
Figura 3.2: Posicionamento dos membros inferiores durante o ciclo de marcha (adaptado (Whittle 2007)).	25
Figura 3.3: Atuação das plataformas de força usadas na medição da FRS no pé (Vaughan, Davis et al. 1992).	28
Figura 3.4: As três componentes das forças de reação no solo para o pé direito e pé esquerdo (adaptado (Whittle 2007)).	29
Figura 3.5: Processos da aquisição de dados na análise de marcha.	30
Figura 3.6: Protocolo de marcação dos marcadores na posição ortostática (adaptada das informações dadas pelo fabricante).	32
Figura 3.7: Reconstrução do modelo em Visual 3D, com representação do sistema de eixos de cada segmento.	33

Figura 3.8: Representação do sistema de eixos nos quatro pares entre segmentos. a) e b) Plano sagital. c) e d) Plano transversal (adaptada de (Carson, Harrington et al. 2001)).	34
Figura 3.9: Sistema utilizado para eletromiografia, e representação da colocação do eletrodo no ventre muscular.	38
Figura 3.10: Divisão dos grupos analisados no presente trabalho e interpretação das cores.	41
Figura 3.11: Protocolo realizado no LABIOMEF.	42
Figura 3.12: Esquema representativo do procedimento da marcha. Três repetições do esquema superior seguindo-se de mais três repetições do esquema inferior.	43
Figura 3.13: Marcha de um sujeito sobre as plataformas de forças usando o sistema de captura Qualisys. A vermelho está representada a força vertical, e a preto a componente vertical ao longo da marcha.	43
Figura 3.14: Posicionamento dos marcadores e elétrodos utilizados na amostra (casos patológicos: a) unilateral e b) bilateral).	44
Figura 3.15: Representação do boxplot.	45
Figura 4.1: Componentes da FRS correspondente a A1 durante a FA, normalizadas à massa do corpo (Força normalizada [N/kg]).	48
Figura 4.2: Componentes da FRS correspondente ao A2 durante a FA, normalizadas à massa (Força Normalizada [N/kg]).	49
Figura 4.3: Componentes da FRS correspondente ao A3 durante a FA, normalizadas à massa (Força Normalizada [N/kg]).	50
Figura 4.4: Comparação em termos estatísticos das três análises em relação às amplitudes da FRS (N/KG) no componente antero-posterior: a) A1; b) A2 e c) A3.	51
Figura 4.5: Comparação em termos estatísticos das três análises em relação às amplitudes da FRS (N/KG) na componente médio-lateral: a) A1; b) A2 e c) A3.	52
Figura 4.6: Comparação em termos estatísticos das três análises em relação às amplitudes da FRS (N/KG) na componente vertical: a) A1; b) A2 e c) A3.	52

Figura 4.7: Comparação da amplitude angular(°) do ante pé em relação ao retro em relação à flexão plantar/dorsal a) A1; b) A3.	55
Figura 4.8: Comparação da amplitude angular (°) do ante pé em relação ao retro pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.	56
Figura 4.9: Comparação da amplitude angular (°) do ante pé em relação ao retro pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3 para a abdução/adução.	56
Figura 4.10: Comparação da amplitude angular do ante pé em relação ao retro pé relativamente à análise 1 para a supinação/pronação.....	57
Figura 4.11: Comparação da amplitude angular (°) do ante pé em relação ao retro pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3 para a supinação/pronação.	57
Figura 4.12: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.	58
Figura 4.13: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia na análise 1.....	58
Figura 4.14: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.	59
Figura 4.15: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.	59
Figura 4.16: Comportamento das diferentes análises durante a Fase de Apoio.	60
Figura 4.17: Comparação da amplitude angular (°) da tibia em relação ao solo nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.	61
Figura 4.18: Comparação da amplitude angular (°) da tibia em relação ao solo nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.	61
Figura 4.19: Comportamento da A1 e A3 durante a Fase de Apoio.....	62
Figura 4.20: Comparação da amplitude angular (°) da tibia em relação ao solo nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.	62
Figura 4.21: Comportamento da A1 e A3 durante a Fase de Apoio.....	63
Figura 4.22: Demonstração do posicionamento e método de mediação na articulação TB/SL.....	63
Figura 4.23: Comportamento da A1 e A3 durante a Fase de Apoio.....	64

Figura 4.24: Comparação da amplitude angular (°) do hálux em relação ao ante pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3 referente a flexão plantar/flexão dorsal.....	64
Figura 4.25: Comparação da amplitude angular (°) do hálux em relação ao ante pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.....	65
Figura 4.26: Comparação da amplitude angular (°) do hálux em relação ao ante pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.....	65
Figura 4.27: Comportamento da A1 durante a Fase de Apoio do hálux em relação ao ante pé.	66
Figura 4.28: Amplitude muscular (% MVC) do gastrocnémio lateral das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.....	68
Figura 4.29: Amplitude muscular (% MVC) do gastrocnémio medial das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.....	69
Figura 4.30: Amplitude muscular (%MVC) do peronial longo das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.....	70
Figura 4.31: Amplitude muscular (%MVC) do tibial anterior das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.....	70
Figura 4.32: Ativação do músculo gastrocnémio lateral de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.....	71
Figura 4.33: Ativação do músculo gastrocnémio medial de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.....	72
Figura 4.34: Ativação do músculo peronial longo de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.....	73
Figura 4.35: Ativação do músculo tibial anterior de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.....	73
Figura 4.36: Ativação muscular dos diferentes músculos do grupo bilateral. a) Gastrocnémios Lateral; b) Gastrocnémios Medial; c) Peronial Longo; d) Tibial Anterior.....	74

Capítulo 1.

Introdução

O presente trabalho centrou-se no estudo de indivíduos com pé boto, tratados cirurgicamente nos primeiros meses de vida. Foram submetidos a um estudo biomecânico e comparados os resultados com indivíduos normais (grupo de controlo). O estudo foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Universidade do Porto, LABIOMEPE com o conjunto de pacientes do Centro Hospitalar de S João selecionados com a colaboração do Dr. Nuno Alegrete e Dr. André Sá Rodrigues.

1.1 Enquadramento

O pé boto é uma deformidade tridimensional congénita, que afeta 1 em cada 1000 nascimentos (Carvalho Maranhão and Batista Volpon 2011).

As deformidades que afetam o pé boto ocorrem em quatro das suas articulações em vários graus:

- Adução do ante pé - adução na articulação tarso-metatarsiana;
- Cavo - exagero do arco plantar na articulação médio-társica;
- Varo do retro pé - inversão na articulação sub-astragalina;
- Equino - movimento de flexão na articulação tibiotársica (Cooke, Balain et al. 2008).

As causas ainda não são conhecidas, admitindo-se que a génese da deformidade esteja numa alteração a nível dos músculos da região posterior da perna.

É consensualmente aceite, desde tempos imemoriais que o tratamento do pé boto é inicialmente conservador. Até à difusão do Método de Ponseti, atualmente considerado o método de tratamento mais adequado para esta patologia, a taxa de falência dos outros tratamentos conservadores rondava os 50%. Nestes casos, as crianças com pé boto eram

submetidas a cirurgias. No entanto, apesar de se conseguirem os resultados pretendidos, a cirurgia implicava outras consequências tais como, rigidez, diminuição de força e frequentemente dor.

Os métodos mais utilizados para avaliação do quadro clínico desta patologia são as análises radiológicas e fotográficas. Com o decorrer dos anos, os métodos de análise biomecânicos foram surgindo para avaliações quantitativas de parâmetros importantes na marcha de cada indivíduo, caracterizando cada um de acordo com a sua história clínica, possibilitando o estudo individualizado.

1.2 Objetivo

No caso das crianças com pé boto, admite-se que seja possível encontrar diferenças no padrão de marcha quer no pé submetido à cirurgia, quer no pé saudável contra lateral a um pé operado. Deste modo, uma análise de marcha neste tipo de crianças poderá servir como forma de caracterização da eficiência do tratamento a que foram sujeitas para além de estudar o seu padrão de marcha.

O estudo da marcha foi, focado na zona mais crítica dos indivíduos, a zona do pé, onde se analisaram forças de reação no solo, ângulos das articulações e ativação muscular de alguns músculos da perna utilizando sensores de eletromiografia.

Este estudo foi programado para responder a questões, tais como: Quais as limitações que a cirurgia do pé boto impôs a estas crianças? E o pé saudável (nos casos unilaterais) será que têm alguma consequência direta/indireta no desenvolvimento da criança após o tratamento ao pé patológico? Tendo como principal objetivo caracterizar as alterações no padrão de marcha dos pés botos submetidos à cirurgia e do pé saudável, comparando com os indivíduos sem pé boto.

São muitas as perguntas que continuam por responder em relação a este assunto, no entanto pretende-se responder e obter algumas conclusões com este estudo de crianças que foram submetidas a cirurgia do pé boto, após alguns anos do tratamento quando comparadas com um grupo de controlo.

1.3 Estrutura da tese

A presente tese está dividida em quatro principais capítulos.

O capítulo 2 apresenta uma revisão sobre a patologia em estudo, descrevendo a anatomia, as articulações e músculos do membro inferior, bem como uma breve avaliação do pé boto, referindo a anatomia patológica, meios de tratamento e métodos de classificação.

O capítulo 3 refere os métodos de investigação e análise para atingir os objetivos do trabalho, apresentando os instrumentos para as três fases do estudo, isto é a análise de marcha, eletromiografia e análise estatística, referindo também neste capítulo os protocolos utilizados e classificação da amostra.

O capítulo 4 apresenta os resultados obtidos, bem como a discussão dos mesmos. Neste capítulo os resultados foram apresentados de acordo com as observações estatísticas mais evidentes, sendo justificadas pelos resultados obtidos pela análise tridimensional do Visual 3D no caso da análise de marcha. Os resultados da eletromiografia foram apresentados de acordo com os termos estatísticos e tempo de ativação muscular.

Por fim, no capítulo 5, foram descritas as conclusões deste estudo bem como propostas de futuros trabalhos a serem desenvolvidos.

Capítulo 2.

Pé boto

O pé boto é uma das deformidades ortopédicas mais comuns (Krauspe, Weimann-Stahlschmidt et al. 2011). Afeta 1 em cada 1000 nascimentos, com maior incidência no gênero masculino, sendo 50% dos casos bilateral, e podendo chegar aos 100 000 nascimentos por cada ano em todo o mundo, com grande prevalência nos países em desenvolvimento (Ignacio Ponseti 2005). As populações com maior taxa de incidência são os havaianos e maoris (Weinstein 2006), (Dobbs and Gurnett 2009).

Uma vez que o corpo de interesse nesta patologia é o pé, neste capítulo faz-se uma breve descrição anatômica e biomecânica do pé antes de descrever as características do pé boto e dos respectivos tratamentos.

2.1 Membro Inferior

O membro inferior é responsável pela locomoção do ser humano. É composto pela pelve óssea, coxa, perna e pé. Sendo estes dois últimos os segmentos que serão analisados, segue-se uma breve descrição.

A perna é composta pela tíbia e perônio que são os ossos mais longos da perna, conferindo estabilidade ao tornozelo.

O pé é uma estrutura anatômica composta por 26 ossos, todos os ligamentos que os unem e por tendões e músculos responsáveis pelo seu movimento. Todos devem promover o bom funcionamento e posicionamento do pé, de modo a desempenhar todas as suas funções, tais como: suportar o peso do corpo, promover o equilíbrio dinâmico e estático, movimentar e ajustar a qualquer superfície (Figura 2.1) (Goonetilleke 2013).



Figura 2.1: Morfologia do pé: Vista Superior (Adaptado de(Sobotta 2000)).

O tornozelo (Figura 2.2) é uma estrutura complexa, formado por três ossos (tíbia, fíbula e astrágalo) e os diferentes ligamentos, é concebido para absorver as forças dos passos, apoiar e impulsionar o corpo na direção frontal.

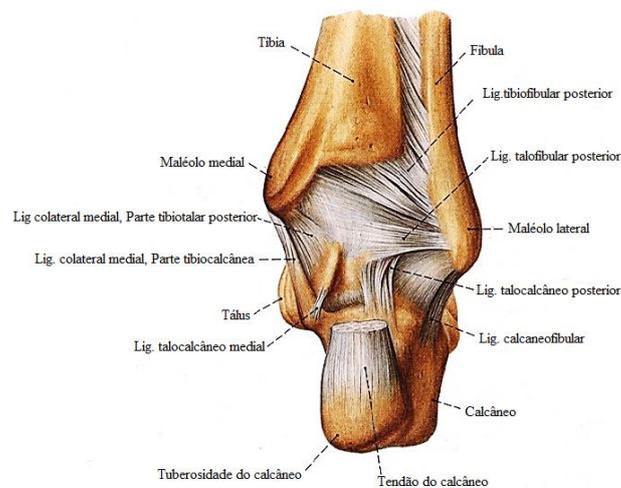


Figura 2.2: Articulação do tornozelo: Vista Posterior (Adaptado de Sobotta (2000)).

As articulações desempenham um papel fundamental na realização destas funções, bem como nas funções biomecânicas. No pé existem várias articulações: a articulação tibiotársica (entre a tibia e o astrágalo), subtalar (entre o astrágalo e o calcâneo), e a articulação astrágalo-calcâneo-navicular (entre o tálus, calcâneo e o navicular).

Como o corpo humano é um sistema bastante complexo, é necessário uma ligação sincronizada entre as diferentes partes do membro inferior, para se obter uma coordenação perfeita do movimento, em particular na marcha. Os músculos têm um papel bastante importante neste sentido, e a perna contém os principais músculos responsáveis pelo movimento do pé.

Os músculos da perna são divididos em anteriores e posteriores (Figura 2.3). No grupo anterior, salienta-se o tibial anterior, extensor longo do hálux e extensor longo dos dedos. Na parte de trás da perna (posteriores) são subdivididos em dois grupos: superficiais (gastrocnémios, sóleo e plantares) e profundos (Flexor longo do hálux, flexor longo dos dedos, tibial posterior e poplíteo).

Os músculos do grupo superficial constituem a parte mais volumosa da perna pois apresentam uma massa muscular forte. O seu tamanho volumoso é um dos traços mais característicos do aparelho muscular do homem (Gray and Lewis 1918).

Todos os músculos atuam em conjunto quando se executa qualquer movimento e mesmo em repouso existe ativação muscular, sendo os músculos tibiais, gastrocnémios e peroniais, os principais responsáveis pela locomoção humana.

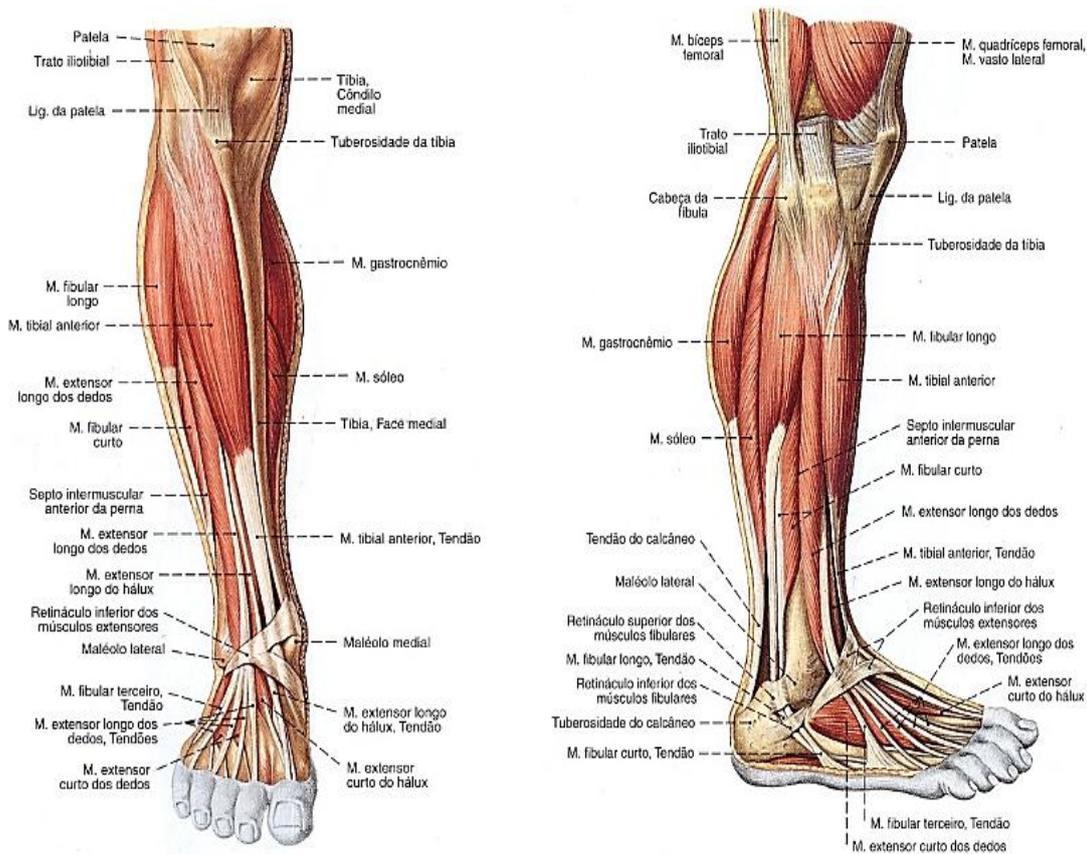


Figura 2.3: Músculos da perna e pé: vista frontal e lateral (Adaptado de Sobotta (2000)).

O músculo tibial anterior encontra-se na face lateral da tíbia, e as suas fibras dirigem-se para a extremidade distal, transformam-se num tendão que passa à frente da articulação do tornozelo, cruzando a face medial do tarso, terminando na face plantar deste.

O músculo peroneal longo encontra-se posicionado lateralmente na perna com inserção proximal na face lateral do perónio, dirige-se para a extremidade distal passando posteriormente ao maléolo lateral, que cruza a face lateral do calcâneo para se inserir na face plantar do tarso, encarregando-se da estabilização do movimento na articulação subtalar, bem como na manutenção do arco do pé.

E por último, o músculo gastrocnémio tem duas componentes, uma para cada côndilo do fémur. As duas componentes (lateral e medial) do músculo fundem-se uma na outra com o tendão do músculo solear para formarem o tendão de Aquiles, posteriormente ao calcâneo.

Os principais movimentos envolvidos em torno da articulação do tornozelo são inversão, eversão, pronação, supinação, flexão plantar e flexão dorsal (Figura 2.4).

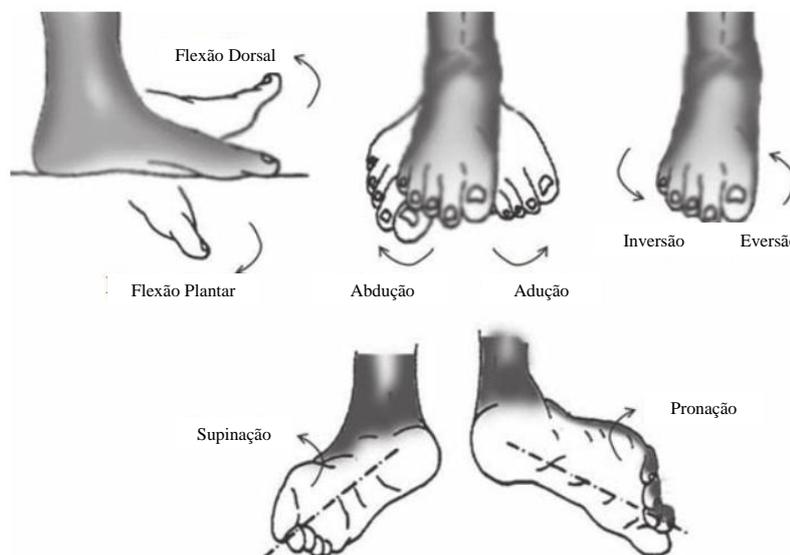


Figura 2.4: Movimento do pé (Adaptada (Goonetilleke 2013)).

A supinação do pé é um conjunto dos diferentes movimentos do pé, ou seja, é uma combinação de inversão, flexão plantar e adução, enquanto a pronação é o inverso, i.e., é uma combinação de eversão, flexão dorsal e uma ligeira abdução.

Os músculos da perna têm funções concretas de acordo com a sua localização. Os do setor anterior são responsáveis pela flexão dorsal e inversão do pé, enquanto os do setor lateral estão envolvidos na eversão do pé e o setor posterior estão encarregues da flexão plantar (Tabela 2.1).

Tabela 2.1: Descrição dos músculos de acordo com o movimento característico do pé.

Músculos	Movimento
Tibial Anterior	Flexão Dorsal, Inversão
Tibial Posterior	Flexão Plantar, Inversão
Gastrocnémios Lateral	Flexão Plantar
Gastrocnémios Medial	Flexão Plantar
Peronial Longo	Eversão, Flexão Plantar
Sóleo	Flexão Plantar

2.2 Pé Boto

O pé boto é uma deformidade muito variável em relação a gênero, raça e geografia, (Carvalho Maranhão and Batista Volpon 2011), (Ignacio Ponseti 2005). Esta patologia pode ser associada a diversas anomalias, podendo ser classificada em quatro tipos diferentes: posicional, teratológica, sindrômica, e congênita (Staheli 2009), (Dobbs and Gurnett 2009).

Um pé boto posicional é um pé normal mas que adquiriu uma posição errada ainda no útero, embora possuindo alinhamento ósseo normal. Neste caso, o pé é normalmente corrigido, com técnicas razoavelmente simples de manipulação e estimulação (Staheli 2009).

O pé boto teratológico está associado a distúrbios neurológicos, tais como a espinha bífida. Em contrapartida, o pé boto sindrômico está relacionado com determinadas síndromes genéticas, como é o caso da artrogripose. Estes dois tipos de pé boto normalmente requerem um tratamento definitivo, recorrendo à cirurgia (Carvalho Maranhão and Batista Volpon 2011).

E por fim, o pé boto idiopático (congênito) apresenta uma deformidade óssea presente no nascimento, não estando associado a qualquer causa neuromuscular ou síndrome, presentemente sem qualquer causa conhecida (Dobbs and Gurnett 2009).

2.2.1 Etiologia

Muitas são as teorias que tentam explicar a etiologia desta patologia, tais como, deficiências vasculares, posicionamento do embrião no útero, inserções musculares anormais bem como fatores genéticos, sendo este último o mais aceite. Existem bastantes estudos que evidenciam origem genética, em particular os casos de elevada incidência familiar e em gémeos idênticos (Wynne-Davies 1964), (Nordin, Aidura et al. 2002).

Fatores ambientais, tais como exposição ao fumo do tabaco parecem ser um fator bastante importante no desenvolvimento desta patologia (Parker, Mai et al. 2009). Um estudo verificou o aumento da incidência de pé boto nas crianças filhas de pais fumadores (Honein, Paulozzi et al. 2000).

2.2.2 Anatomia Patológica

As crianças com esta patologia apresentam alterações anatómicas diversas, nomeadamente menor comprimento dos tendões do pé e da perna (Ignacio Ponseti 2005). De acordo com Scarpa (Scarpa 1994), o primeiro a descrever o pé boto, este era uma deformidade congénita na articulação talocalcaneonavicular (Nordin, Aidura et al. 2002), (Anand and Sala 2008).

No pé boto, a morfologia dos membros inferiores é alterada, tanto a nível dos ossos como músculos, sobretudo a nível da perna (Ignacio Ponseti 2005). Segundo Porter (1995), os músculos mais afetados são o sóleo e gastrocnémios, tendo um aspeto mais pequeno e um pouco atrofiado (Porter 1995), (Ippolito, Dragoni et al. 2012). No entanto estas modificações não são consequências do tratamento mas da patologia (Ippolito, Maio et al. 2009).

Os quatro componentes básicos da deformidade do pé boto são: equino, varo, cavo e aducto.

Na deformidade de equino, o pé está em flexão plantar, ocorrendo principalmente a nível da articulação tibiotársica. Em relação ao varo, esta deformidade ocorre a nível da articulação subtalar com o calcâneo, de modo que face plantar fique voltada para o lado medial. No componente cavo existe uma flexão plantar do ante pé em relação ao retro pé. E por fim a componente de adução é um desvio medial do ante pé (Staheli 1998).

Assim os constituintes da anatomia óssea do pé envolvidos nesta deformidade são o tálus, o calcâneo, o cubóide, o navicular e as correspondentes articulações. Segundo alguns estudos apontam para que a parte posterior do pé seja o fator principal desta patologia, quando justificado pelo equilíbrio das forças biomecânicas, porque nestes casos, possuem um tamanho muito inferior ao normal (Windisch, Anderhuber et al. 2007).



Figura 2.5: Diferentes exemplos de casos de crianças com pé boto (adaptado (Lohan 2011)).

A deformidade varia com a gravidade, no entanto, todo o pé pode estar numa posição em equino e varo com o antepé em adução e um pouco de deformidade cavo, ou, pode ser menos grave, com o pé apenas em equino leve e numa posição varo.

2.2.3 Tratamento

Desde dos primeiros casos clínicos desta patologia que o seu tratamento foi sempre iniciado com técnicas conservadoras, passando para cirúrgico quando os primeiros métodos falhavam, o que era bastante recorrente. Hoje em dia, estes métodos foram substituídos totalmente pelos métodos conservadores, evitando a cirurgia.

2.2.3.1 Tratamento Cirúrgico

O principal objetivo do tratamento do pé boto é alcançar a correção completa e permanente com apenas uma operação. Os procedimentos cirúrgicos podem ser divididos em três grupos: procedimentos nos tecidos moles, combinação de tecidos moles e ósseos e procedimentos ósseos (Nordin, Aidura et al. 2002).

O tratamento cirúrgico do pé boto pode corrigir a deformidade e dar ao paciente um pé que parece normal e funcional. No entanto, vários estudos a longo prazo têm demonstrado que os resultados do tratamento cirúrgico não são tão bons quanto se pensava inicialmente. Com o tempo, os pés tratados cirurgicamente tornavam-se dolorosos, muito rígidos e mostravam fraqueza e alterações artríticas (Graf, Hassani et al. 2010).

Existem algumas técnicas cirúrgicas que foram ao longo do tempo identificadas, nomeadamente:

- Método Turco - Este método ficou popularizado em 1970, e consiste numa cirurgia de liberação de tecidos moles, isto é uma liberação medial da articulação subtalar do tornozelo e da articulação talo navicular (Dobbs and Gurnett 2009);
- Método Goldner - O método centra-se numa importante deformidade, na rotação interna do tálus da articulação do tornozelo. A correção envolve o alongamento do deltoide com extensa liberação medial e reconstrução da articulação talo navicular medial e lateralmente, evitando a articulação subtalar (Simons 1994);
- Método Carrol - Carrol acredita que o tálus está voltado externamente na articulação do tornozelo. Assim com este método tenta-se uma libertação circunferencial e rotação através da articulação subtalar para correção equino e varo do pé, preservando o ligamento interósseo talocalcaneano. Deste modo utilizam-se duas incisões, uma incisão curvilínea media e uma incisão pósterolateral, permitindo a exposição plantar, lateral, medial e posterior (Canale, Campbell et al. 2008);
- Método McKay - Apresenta algumas semelhanças com o método de Carrol, no entanto discordam no que se refere à posição do tálus, afirmando que o tálus está em alinhamento neutro. Deste modo a intervenção é feita de modo a obter uma libertação parcial, e às vezes completa no ligamento interósseo talocalcâneo e focando-se na correção da rotação horizontal e deslocamento lateral/ equino do calcâneo (Canale, Campbell et al. 2008);
- Método Simons - Segundo Simons as alterações translacionais serão bruscas, havendo uma libertação circunferencial extensiva da articulação subtalar, bem como dos ligamentos interósseo do talocalcâneo e calcâneo (Simons 1994);
- À la carte - Bensahel- Esta abordagem tentou obter uma boa correção do pé boto. Foi adotada por muitos cirurgiões, pois seguiam as preferências individuais do médico, com o pensamento que o pé é diferente conforme a patologia, por isso necessitaria de uma modificação da técnica cirúrgica, havendo muitas das vezes uma combinação das diferentes técnicas cirúrgicas de

modo a obter o melhor resultado para determinado profissional (Dobbs and Gurnett 2009);

- Método da Deformidade Recorrente - As deformidades mais comuns, quando se torna recorrente é a adução do ante pé e supinação. Geralmente devido a inadequadas correções, como por exemplo falha na libertação conjunta do calcâneo, ou desconhecimento da adução do ante pé (Canale, Campbell et al. 2008), (Ettl, Kirschner et al. 2009).

2.2.3.2 Tratamento Conservador

Apesar de hoje em dia se optar pelos métodos conservadores, estes não são recentes (Schenck 1858). Na Figura 2.6 pode-se ver um esquema resumo da sua evolução histórica. O primeiro registo conhecido foi de Hipócrates, que recomendou a primeira manipulação e imobilização. Séculos mais tarde, Ambrose Pare e Nicholas Andry, relatam as manipulações recorrendo a talas (Lovell, Winter et al. 1996). No entanto foi Antonio Scarpa que realizou a primeira ortótese para pé boto (Scarpa 1994).

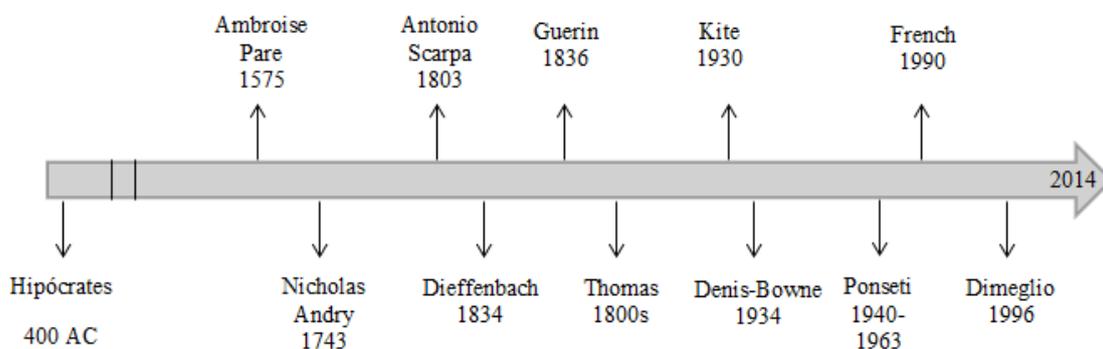


Figura 2.6: Cronologia dos principais criadores do tratamento do pé boto.

Anos mais tarde, Dieffenbach and Guerin propuseram a utilização de gesso para correção do pé boto e Thomas encontra métodos de manipulação forçada que se adequariam no tratamento desta patologia (Lovell, Winter et al. 1996).

Experiências foram desenvolvidas durante anos, no entanto foi nos anos 30 que realmente se desenvolveu os métodos conservadores para o tratamento do pé boto, tais como:

- Método de Kite - Este método é aplicado logo nos primeiros dias após o nascimento, e consiste numa correlação de pressão entre três pontos do pé, tendo como ponto de apoio a articulação do calcâneo (Anand and Sala 2008);
- Método Francês - O método francês também conhecido como método funcional, foi introduzido em França, na década de 1970 por Masse e Bensahel (Bensahel, Csukonyi et al. 1987), (Lovell, Winter et al. 1996). O tratamento consistia em manipulações diárias ao pé boto das crianças por uma fisioterapeuta num período de 30 min, seguindo-se de uma estimulação dos músculos em torno do pé (Anand and Sala 2008);
- Método de Ponseti - Ignacio Ponseti em 1941 com o intuito de melhorar os seus conhecimentos na anatomia do complexo pé humano, dedicou-se ao estudo do pé boto. Algum tempo depois, desenvolveu a técnica que revolucionou o tratamento do pé boto, uma técnica de manipulação sem cirurgia invasiva, que por este motivo foi batizada por método de Ponseti, no entanto só perto de 1990 é que começaram a ser publicados os primeiros artigos de desenvolvimento da técnica (Brand 2009).

Desde da sua implementação que este método é considerado o melhor dos tratamentos desta patologia, pela eficácia e segurança (Pereira, Alegrete et al. 2014). Os ótimos resultados, a sua evolução e progressão visível entre cada secção de tratamentos com taxas de correção próximas de 100% são cada vez mais frequentes (Richards, Faulks et al. 2008),(Faulks and Richards 2009).

Hoje em dia é a mais utilizada pelos especialistas em ortopedia infantil, evitando as cirurgias e as grandes cicatrizes que acompanhavam as crianças toda a vida, e em alguns casos recatavam alguns problemas socioculturais, devido a problemas de locomoção e no relacionamento com as outras crianças (Ponseti 2002).

Quanto mais cedo for a iniciação do tratamento, melhores serão os resultados, sendo usualmente iniciados logo nas duas primeiras semanas de vida.

O método de Ponseti começa com uma seriação de implementação de gesso, de modo a colocar o pé na posição correta. O gesso é colocado em torno de toda a perna, desde dos dedos do pé até à coxa para uma melhor imobilização. Normalmente são aplicados 5-8 gessos durante cerca de dois meses, existindo em cada remoção de gesso uma manipulação de todo o pé antes da colocação do novo molde de gesso até se verificar

um bom movimento e posição do mesmo (Ignacio Ponseti 2005). As primeiras manipulações tendem a pressionar na zona plantar do pé, metatarsos distais, e as seguintes manipulações na zona da cabeça do osso astrágalo de modo a corrigir o posicionamento do pé.

Durante o tratamento, a criança poderá ter a necessidade da realização da tenotomia, para um alongamento do tendão de Aquiles quando se observa um equino residual.

Após a última remoção do gesso, a criança continuará com um tratamento de prevenção na qual utilizará até cerca dos quatro anos de idade uma ortótese com ângulos conhecidos pelo médico (Figura 2.7). Nos primeiros 3 meses terá que usar a ortótese durante 24 horas, depois será reduzido para 18 horas durante mais 3 meses, seguindo-se de mais 3 meses usando a ortótese 14 horas. No final destes 9 meses a crianças apenas terá que usar durante o período da noite até aos quatro anos de idade, sendo após este período removido totalmente.

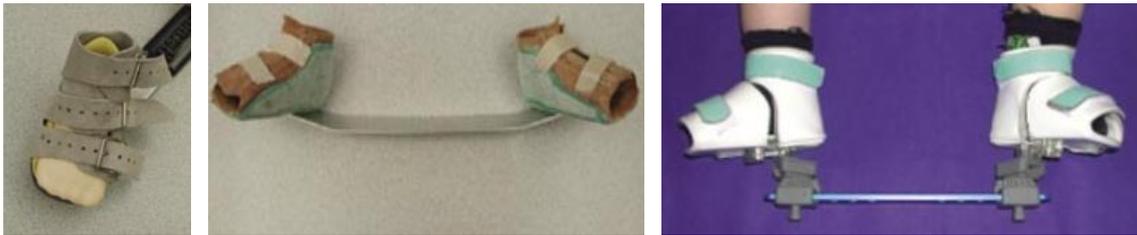


Figura 2.7: Exemplos de ortótese utilizadas no tratamento de Ponseti (Ignacio Ponseti 2005).

2.2.4 Classificação

Existem diversos sistemas de classificação do pé boto, que são utilizados na avaliação da patologia, nomeadamente o modelo Ponseti & Smoley, Harrold & walker, Catterall, Diméglio e Pirani, sendo estes dois últimos os mais utilizados na avaliação do pé boto, quando utilizados as técnicas conservadoras, uma vez que, antigamente não existia tabelas modelo para avaliação e posterior classificação da patologia (Wainwright, Auld et al. 2002).

A classificação de Pirani é uma das classificações para o pé boto que tem como base a classificação segundo uma escala de 0, 0.5 e 1, para cada um dos seis parâmetros como

está representado na Figura 2.8. Esta escala é facilmente interpretada e por isso muito utilizada no campo clínico.

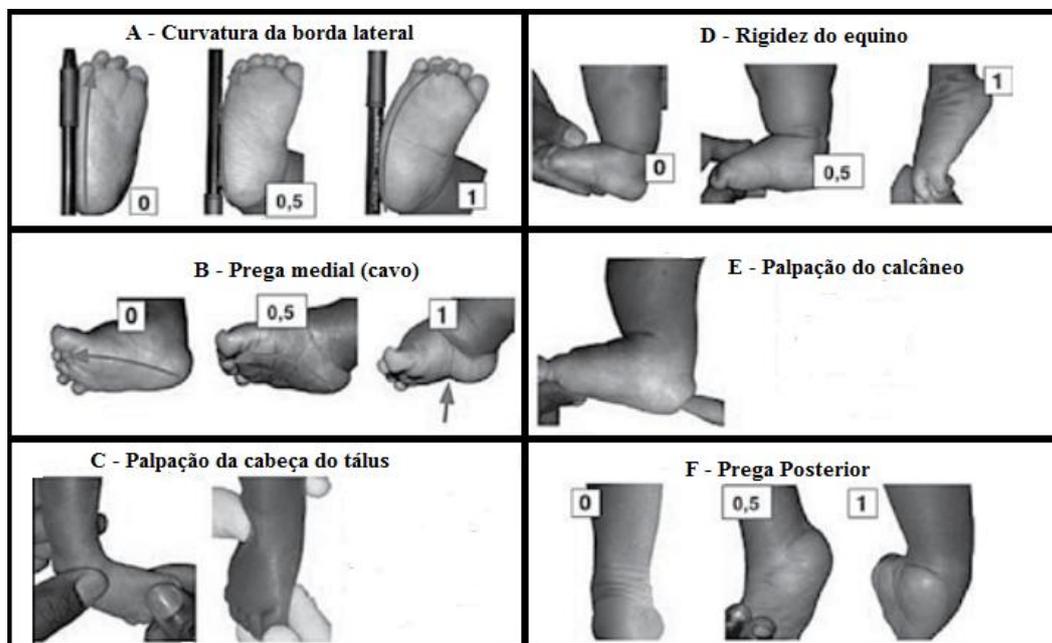


Figura 2.8: Representação da classificação Pirani (Flynn, Donohoe et al. 1998)

A classificação representada na Figura 2.9 foi apresentada por Dimeglio (Dimeglio, Bensahel et al. 1995), que refere que esta está de acordo com a redutibilidade de certos parâmetros do pé, apresentando uma escala diferente de 1-4 de acordo com a severidade do pé boto. Os parâmetros avaliados são equino no plano sagital, desvio do varo no plano frontal, redução da rotação em torno do tálus pelo ante pé e calcâneo, e por último a adução do ante pé em relação ao retro pé no plano horizontal. Esta escala apesar de ser utilizada, não é tão intuitiva como a anterior, e por isso menos utilizada.

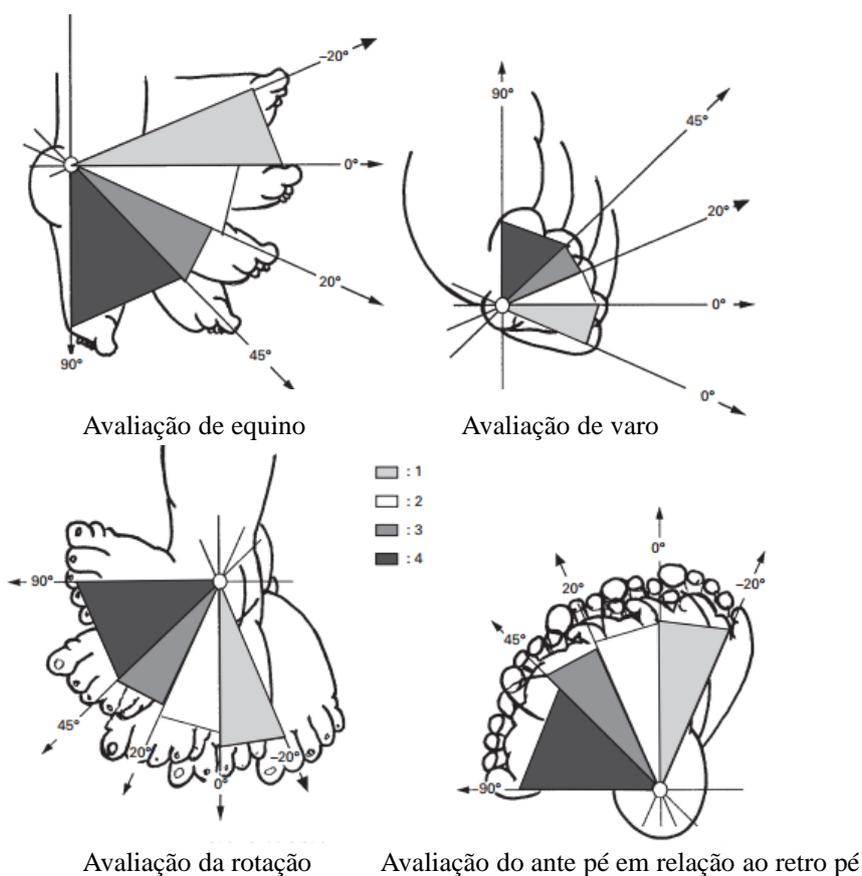


Figura 2.9: Classificação de Dimeglio para o pé boto (adaptado de (Wainwright, Auld et al. 2002)).

Para além destas duas classificações existem mais algumas, no entanto não utilizadas, ou caídas em desuso, como é o caso da classificação de Ponseti, baseado em flexão dorsal do tornozelo, varo do calcâneo, supinação do ante pé e torsão tibial. Os pés são classificados com base na medição como bom, aceitável ou má.

No entanto, segundo Wainwright estas classificações ainda estão incompletas e necessitam de novos sistemas de classificação, que sejam confiáveis e reprodutíveis onde se deve ter em consideração as características tridimensionais da deformidade, a utilização de um método simples de avaliação clínica, incluindo informações dos três segmentos do pé, bem como informações da rigidez destes (Wainwright, Auld et al. 2002).

E como é evidente, as classificações para avaliação são muito importantes bem como o seu estudo radiográfico, que muitas vezes é esquecido mas a sua simples execução poderá fornecer informações com o intuito de melhorar o conhecimento e tratamento desta patologia (Lara, Luciano et al. 2007), (Herbsthofer, Eckardt et al. 1998).

2.3 Estado de Arte

Muitos estudos foram realizados nos últimos anos sobre o desenvolvimento do tratamento e análise desta patologia, uma vez que é uma deformidade ortopédica muito comum.

Durante muitos anos, os métodos utilizados eram quase exclusivamente cirúrgicos, como solução aos métodos conservadores. No entanto, os apologistas dos métodos conservadores, nunca desistiram de tornar o tratamento apenas conservador, como é o caso de Ponseti, que tudo fez na evolução do tratamento do pé boto.

Apesar dos métodos terem evoluído, sendo hoje em dia apenas conservadores, existem sempre questões a serem formuladas por quem se dedica ao estudo e tratamento da patologia. A evolução da tecnologia, bem como a sua análise recorrendo a sistemas biomecânicos, é cada vez mais evidente e frequente na área clínica, para o reconhecimento pré e pós tratamento da patologia, como é o caso do pé boto.

Desde de cedo, que começaram a surgir interesse pelo estudo do pé boto. Em 1857, Julius Charles Schenk, escreveu a tese a evidenciar a malformação do pé boto, onde expõe a patologia de acordo com aquele período, com os tratamentos cirúrgicos que eram realizados (Schenck 1858).

Em 1980, realizou-se um estudo, observando que é muito difícil chegar a um pé “normal” depois da cirurgia. O pé tratado tardiamente dificulta o tratamento, obtendo um pé cosmeticamente aceitável mas apresentando dor, o que não é favorável ao desenvolvimento do paciente em relação às simples atividades quotidianas (Yadav 1981).

A. J. Harrold, em 1983, analisou 123 recém nascidos com pé boto, verificando que as cirurgias realizadas em muitos dos casos, tornava os pés resistentes, com necessidade de novas cirurgias (Harrold and Walker 1983).

Em 1963, Ponseti publicou um artigo, já com as suas primeiras manipulações, onde analisou 67 num total de 94 pés tratados, com resultados bons em 71% dos casos, sendo este um motivo de novas investigações, para conseguir obter os melhores resultados (Ponseti and Smoley 1963).

Na década de 90, Ponseti publicou os resultados das experiências que realizou para o desenvolvimento da técnica de manipulação, onde mais uma vez demonstrou a qualidade e os seus bons resultados (Ponseti 1992).

Em 1994, Sawatzky tentou verificar a relação entre as forças de reação no solo, comparando um grupo de controlo com o grupo de pé boto unilateral, tendo demonstrado que a redução da flexão plantar resulta numa diminuição da capacidade de impulso (Sawatzky, Sanderson et al. 1994).

Luiz Carlos Ribeiro Lara et al., realizou um estudo onde tentou avaliar o pé boto tratado cirurgicamente, verificando que quanto melhor o alinhamento do navicular em relação ao tálus, nas radiografias em ântero-posterior e medio-lateral, melhor seria o resultado final (Lara, Luciano et al. 2007).

Ron El-Hawary et al., em 2008, efetuou uma análise de marcha usando *Vicon motion capture* a crianças tratadas ao pé boto, tendo concluído que metades dos pacientes com dois anos de idade tiveram bons resultados no tratamento, tanto no método de Ponseti usando gesso como no método francês, recorrendo a fisioterapia, sublinhando que os métodos sem cirurgia, apresentam bons resultados (El-Hawary, Karol et al. 2008).

Wudbhav em 2008, demonstrou que a análise de marcha é bastante útil para caracterizar a deformidade e posterior planificação da cirurgia em casos de pé boto, principalmente em casos de deformidade recorrente, uma vez que através da visualização tridimensional usando os sistemas de captura de movimento, consegue-se verificar um parâmetro importante nestes casos como é o caso da rotação externa da anca (Sankar, Rethlefsen et al. 2009).

Em 2010, avaliou-se a evolução a longo prazo do resultado de uma cirurgia de liberação do pé boto, concluindo que apesar do sucesso da cirurgia, esta mostrava alguma dor para os pacientes, bem como fraqueza e menores amplitudes de movimento (Graf, Hassani et al. 2010).

Em 2012, Chris Church et al. realizaram uma análise de marcha usando um sistema de captura de movimento bem como a análise de pressão plantar para comparar 22 crianças que foram submetidas a cirurgia com crianças que foram tratadas pelo método de Ponseti, sendo este último o que apresentou melhores resultados, pois aproximavam-se dos resultados do grupo de controlo, com melhores alinhamentos estáticos e com melhores resultados de mobilidade e funcionalidade (Church, Coplan et al. 2012).

Ao longo dos anos, a análise de marcha, é cada vez mais completa, e mais utilizada em diversos casos de patologias como se pode verificar na evolução do tratamento e estudos presentes.

Capítulo 3.

Métodos de investigação e análise

Com o desenvolvimento da tecnologia, os sistemas de videometria têm permitido evoluir as áreas de biomecânica, da indústria e em áreas de entretenimento. Estes sistemas permitem medir os parâmetros cinemáticos do movimento, isto é, posição, orientação, velocidade e aceleração. O instrumento básico para estas medições são câmaras de vídeo que registam a geometria do movimento.

A biomecânica não é mais que a mecânica aplicada aos seres vivos principalmente ao ser humano, sendo normalmente dividida em três principais áreas: desempenho (modo do comportamento em determinadas condições), lesão (falha ou danos de certos subsistemas) e reabilitação (recuperação de lesões e doenças) (Huston 2009).

O estudo biomecânico requer um entendimento da estrutura dos sistemas músculo-esqueléticos e as suas propriedades mecânicas. A maioria dos estudos biomecânicos é baseada em modelos de corpo rígido.

A mecânica de um corpo rígido é dividida em estática (estudo dos objetos em repouso ou em movimento uniforme) e dinâmica (estudo de objetos acelerados pela ação das forças). Esta última é dividida em dois ramos: cinemática (análise do movimento) e cinética (estudo da causa do movimento) (Knudson 2007). Um exemplo de dinâmica aplicada na análise de movimento humano é a análise clínica de marcha, que possibilita a medição de parâmetros da recolha e processamento de dados bem como alternativos tratamentos, ou melhorias destes (Enderle and Bronzino 2012).

A análise de marcha foi estudada com o contributo das plataformas de forças e eletromiografia, obtendo deste modo um estudo completo dos membros inferiores.

3.1 Análise de Marcha

Para a compreensão da marcha patológica é necessário um conhecimento alargado em relação ao ciclo de marcha normal, proporcionando desta forma um padrão de referência contra o qual a marcha do paciente pode ser julgada, tendo sempre em atenção os diferentes indivíduos (género, idade, crescimento, etc.).

O ciclo de marcha é um intervalo de tempo ou a sequência de movimentos que ocorrem a partir de contacto do calcanhar até ao novo contacto do calcanhar do mesmo pé (DeLisa, Scientific et al. 1998.) Cada indivíduo tem um padrão de marcha, com alguma variabilidade nas principais características, no entanto, durante a marcha podemos contextualizar num modelo com determinados parâmetros demonstrados na Figura 3.1.

O ciclo de marcha é dividido em duas fases: a fase de apoio (65%) e a fase de balanço (35%). No entanto a fase de apoio é subdividida em três partes:

- Primeira apoio duplo, que acontece quando os dois pés estão em contacto com o solo.
- Apoio intermédio, quando o pé esquerdo está em balanço e apenas existe contacto no solo pelo pé direito.
- Segundo apoio duplo, quando ambos os pés estão novamente em contacto com o solo.

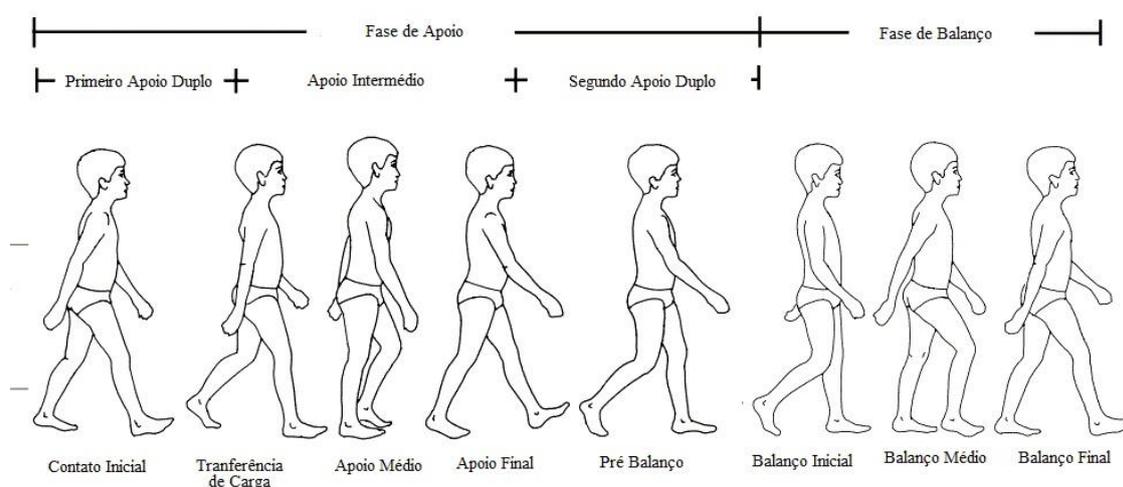


Figura 3.1: Padrão de marcha (Adaptado de Vaughan, Davis et al. (1992)).

No entanto, as fases do ciclo de marcha podem ser subdivididas em oito eventos, de acordo com a nomenclatura utilizada na parte inferior da Figura 3.1 e descrita na Figura 3.2 que é normalmente utilizada em análises com sujeitos com certas patologias (Vaughan, Davis et al. 1992), (Whittle 2007).

A análise de marcha facilita bastante as investigações do movimento do pé, fornecendo informações adicionais que podem ser cruciais para futuros desenvolvimentos e planeamento do tratamento de certas patologias. No entanto os movimentos do pé são difíceis de medir principalmente devido ao pequeno tamanho e complexidade do segmento (de Vries, Roy et al. 2009). Deste modo, de acordo com alguns estudos, tem-se optado por utilizar modelos do pé multissegmentados, em substituição dos modelos de corpo rígido, como será descrito à frente.

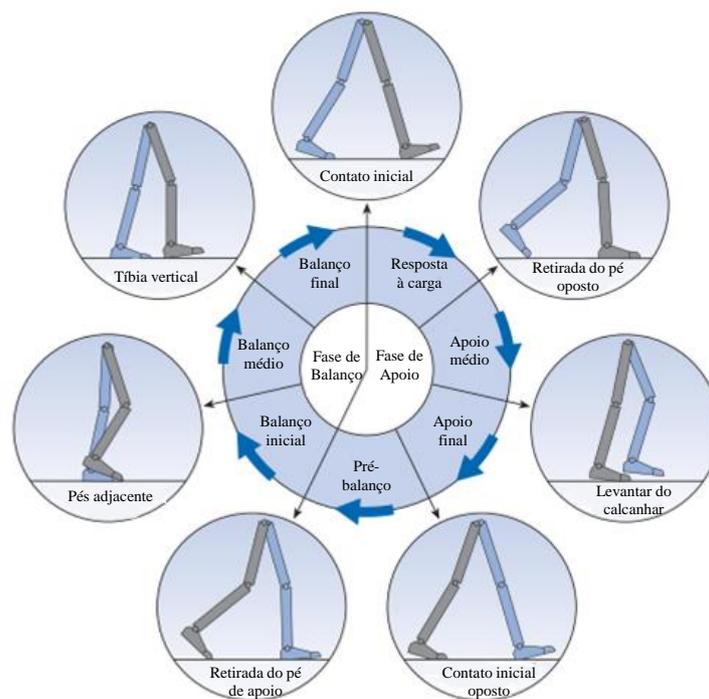


Figura 3.2: Posicionamento dos membros inferiores durante o ciclo de marcha (adaptado (Whittle 2007)).

3.1.1 *Análise de Marcha Patológica*

Os padrões de marchas patológicas podem ser divididos em neuromusculares ou músculo-esqueléticos, normalmente devido a anomalias estruturais no osso, nas articulações ou nos tecidos moles (Perry 1992).

As limitações nos mecanismos dos membros inferiores serão usualmente compensados pelo aumento do movimento noutras articulações, tanto superiores como inferiores. Deste modo, como a eficiência do padrão de marcha é reduzida, o gasto de energia aumenta. No entanto, o paciente vai tentar adaptar-se, se houver um controlo neurológico suficiente, através da realização de marcha mais compensatórias para minimizar o gasto de energia (Perry 1992), (DeLisa, Scientific et al. 1998).

As situações dolorosas do pé e do tornozelo são devidos: a lesões, distúrbios inflamatórios, artrite degenerativa, entre outras, e resultam num padrão de marcha compensatório que tenta diminuir a dor, onde formar-se-á uma tentativa de minimizar o peso de carga através do lado afetado, provocando uma redução do comprimento do passo e uma dissipação do movimento normal do calcanhar para os dedos.

A base destas situações podem envolver o ante pé, onde a pessoa tende a evitar a flexão plantar e o último contato do dedo do pé. No entanto se o problema envolver o tornozelo ou retro pé, então o paciente vai evitar o calcanhar no contato inicial e vai caminhar com as pontas dos pés no lado afetado com compensações do lado não afetado.

Pessoas com instabilidade no tornozelo terão grande dificuldade no apoio da massa corporal durante o contato inicial, bem como no posicionamento da perna. A rigidez articular do tornozelo é muito observada após a lesão, imobilização, e problemas neurológicos que afetam os músculos do tornozelo e pé. A contração mais comum observada na prática clínica é a contração do complexo gastro soleus ou o tendão resultante da sua união, o tendão de Aquiles. Haverá uma perda do contato normal do calcanhar e do movimento do calcanhar para o dedo do pé, acompanhado com uma exagerada flexão do joelho e anca durante a fase de balanço, a fim de libertar o dedo do pé. Na contração de longa duração, a hiperextensão do joelho ipsilateral pode ocorrer como a flexão plantar no tornozelo provocando um momento de extensão no joelho (DeLisa, Scientific et al. 1998).

Problemas do retro pé, principalmente do calcâneo, irão produzir um padrão de marcha semelhante (por exemplo, a eliminação do ataque do calcanhar e uma promoção do contacto do dedo do pé durante o apoio).

Esses problemas incluem a fratura do calcâneo, fascíte plantar, fratura por tensão do tornozelo ou calcâneo, entres outras. O padrão típico de marcha nestes casos é o decréscimo na carga do calcanhar devido à adaptação da marcha como solução à ocorrência de dor.

Em contraste, os problemas do ante pé (entorse, fratura, artrite, metatarsalgia, etc.) resultará numa marcha também com o intuito de aliviar a dor, minimizando o carregamento no ante pé, diminuindo a flexão plantar durante a fase de apoio. Assim, a tendência de compensação é a de aumentar a carga para o calcanhar e retro pé, e reduzir o tempo de carga do ante pé (DeLisa, Scientific et al. 1998).

Todas estas observações podem ser observadas através da análise das forças de reação no solo.

3.1.2 Plataformas de forças

As plataformas de forças são equipamentos muito úteis nas avaliações biomecânicas, como é o caso da análise de marcha, onde se pode avaliar as Forças de Reação no Solo (FRS) importantes para a avaliação da marcha patológica.

Existem dois tipos de plataformas de forças comercialmente disponíveis, as que possuam cristais piezoelétricas e as com extensómetros. Os principais fabricantes são AMTI, BertecTM e Kister.

As plataformas Kister são piezoelétricas, e normalmente mais sensíveis e tem uma maior gama de força quando comparadas com outro tipo de plataformas.

No presente estudo utilizaram-se quatro plataformas de força retangulares Bertec que medem as três componentes da FRS, força vertical (Z), força antero-posterior (X) e força médio-lateral (Y) ao longo do tempo e cujo comportamento está representado na Figura 3.3.

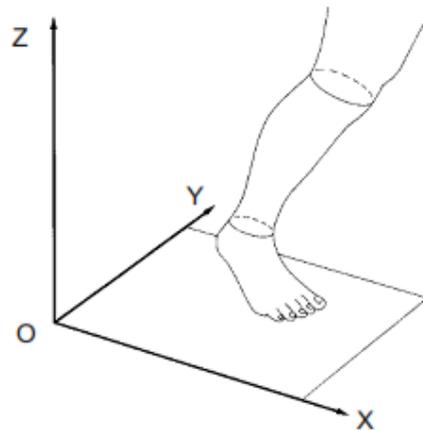


Figura 3.3: Atuação das plataformas de força usadas na medição da FRS no pé (Vaughan, Davis et al. 1992).

Numa marcha normal, a componente vertical da FRS é caracterizada por dois picos, indicando a resposta à carga e o apoio final respetivamente, durante a fase de apoio. Estas forças são normalmente superiores às forças estáticas desenvolvidas em posturas sem movimento. Em relação à componente antero-posterior existe uma pequena fase de travagem (força negativa) durante a primeira metade da fase de apoio seguindo-se de uma fase de propulsão (força positiva) (Figura 3.4). A componente da força médio-lateral é geralmente pequena, existindo uma aceleração do centro de gravidade em direção ao membro oposto (Whittle 2007).

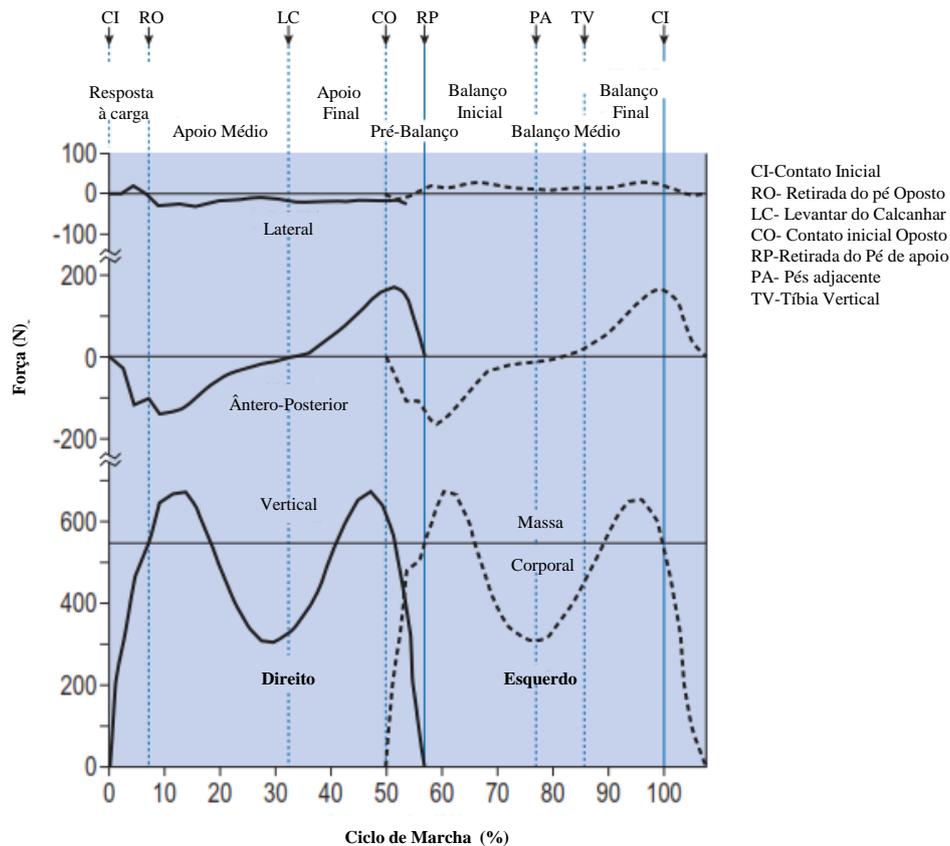


Figura 3.4: As três componentes das forças de reação no solo para o pé direito e pé esquerdo (adaptado (Whittle 2007)).

3.1.3 Sistema Qualisys

A aquisição dos dados e de imagem foi obtida através do sistema de captura e análise de movimento 3D Qualisys™ Oqus Camera Series. Este é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo que possui câmaras, interligadas em série, que emitem luz infravermelha, capazes de visualizar os marcadores refletivos. Para um estudo do movimento tridimensional são necessários três planos, por isso três câmaras, no entanto nesta análise foram utilizadas 12 câmaras infravermelhas, possibilitando uma melhor precisão e captação dos dados. Destas 12 câmaras, 4 são de alta velocidade, *Oqus 310 plus*, e as restantes *Oqus 400* com uma elevada resolução.

Um dos passos mais importantes na recolha de dados é o processo de calibração do sistema. Esta é realizada utilizando uma estrutura metálica em forma de 'L' indicando a origem e localização dos eixos de referência X (médio-lateral) e Y (antero-posterior).

Esta estrutura é colocada cuidadosamente na segunda plataforma possuindo quatro marcas passivas com distâncias entre si conhecidas pelo sistema. O terceiro eixo, eixo vertical, é calculado de acordo com um algoritmo, uma vez que é formado ortogonalmente ao plano formado pelos dois eixos.

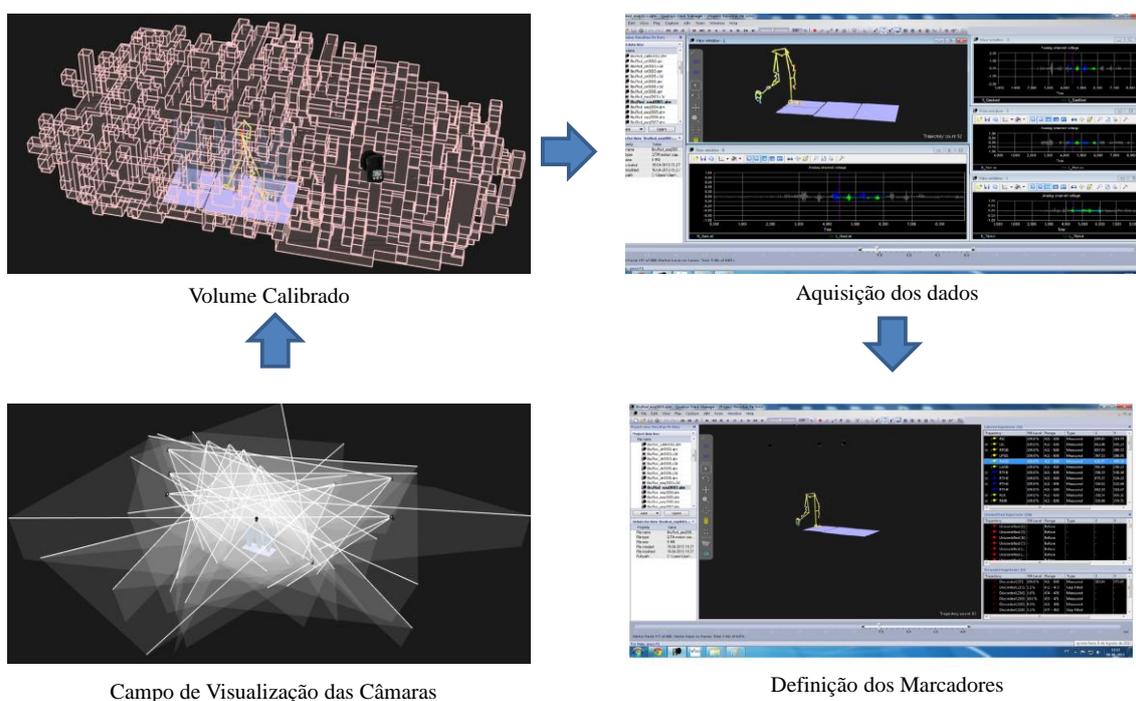


Figura 3.5: Processos da aquisição de dados na análise de marcha.

Para a definição do volume do campo de amostra, foi realizada a calibração através de um objeto em forma de ‘T’ invertido, que contém apenas dois marcadores passivos. O volume foi definido com um varrimento desse T de modo a preencher o melhor possível o espaço volumétrico das plataformas, durante 3-4 minutos, na área pretendida, chegando a um volume semelhante ao demonstrado na Figura 3.5. Foi utilizada uma frequência de aquisição de sinal do movimento de 200 Hz.

A calibração foi realizada em cada dia de recolhas de dados, uma vez que poderão ocorrer variações de posição das câmaras entre utilizadores, ou poderão ocorrer alterações do ambiente de trabalho como a luminosidade do laboratório. No entanto pode-se utilizar a mesma calibração para mais de que uma recolha de movimento no mesmo dia.

Para ser possível fazer a captura de movimento através das câmaras infravermelhas, é necessária a utilização de pequenos marcadores refletivos como pontos de referência para o modelo anatómico.

3.1.3.1 Marcadores

Os marcadores podem ser ativos ou passivos, e de diversos tamanhos de acordo com a finalidade da utilização. Os marcadores passivos refletem luz infravermelha enquanto os marcadores ativos transmitem luz infravermelha, podendo ainda ser subdivididos em longo e curto alcance.

A escolha do tamanho e tipo de marcador depende de certos fatores, tais como: distância, tamanho e forma do objeto que estiver a ser estudado e de acordo com a aplicação.

No contexto biomecânico podem ser marcadores anatómicos, i.e., colocados em locais anatomicamente relevantes, como proeminências ósseas, ou marcadores de rastreamento, colocados em pontos convenientes, ou seja a colocação de marcadores pode resultar em dados inutilizáveis, por isso são precisos dois tipos de marcadores: marcadores de calibração (para definir os segmentos) e marcadores de rastreamento (para calcular os movimentos). Existe ainda a possibilidade de criar marcadores virtuais para definição de segmento e para o rastreamento através dos marcadores colocados, (C-Motion). Nesta análise apenas foram utilizados 53 marcadores esféricos refletivos passivos de dois tamanhos diferentes (19 e 12 mm), optando por utilizar marcadores de diâmetro menor na zona do pé, tendo em consideração a geometria deste.

Após a colocação dos 53 marcadores (45 marcadores e 2 cluster com 4 marcadores cada) foi realizada a recolha na posição ortostática durante cinco segundos, para a identificação do modelo. É importante que durante este período, o indivíduo esteja em repouso, sem qualquer tipo de movimento, de modo a facilitar a posterior identificação dos marcadores.

A Figura 3.6 mostra a colocação dos marcadores, onde foram posicionados 6 marcadores na zona da anca, um *cluster* em cada coxa (4 marcadores em cada), 2 marcadores em cada joelho, 3 marcadores de referência na zona da perna, e 14

marcadores em cada pé, evidenciando os seguintes pontos anatómicos, crista ilíaca, espinha ilíaca anterior e posterior, joelho medial e lateral, calcâneo superior, inferior, lateral e medial, tornozelo medial e lateral, primeiro, segundo e quinto metatarso proximal e distal, navicular e hálux. Todos estes pontos foram analisados tanto do lado direito como do lado esquerdo, igualmente distribuídos. A análise do movimento é efetuada com base na informação destes marcadores, utilizando para isso, *software* específico para esse efeito, o Visual 3D.

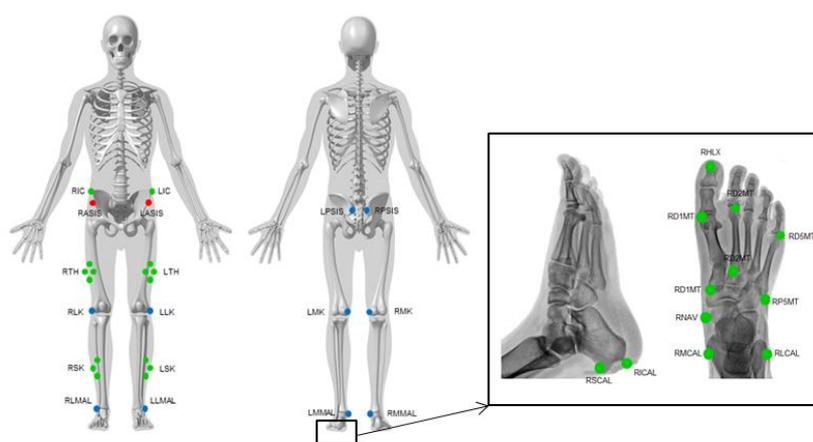


Figura 3.6: Protocolo de marcação dos marcadores na posição ortostática (adaptada das informações dadas pelo fabricante).

3.1.3.2 Modelação Tridimensional-Visual 3D

O Visual 3D é um programa de modelação tridimensional (Figura 3.7), que possibilita a modelação biomecânica em 3D, a sua análise bem como a geração de relatórios funcionais. É utilizado para medir e quantificar o movimento quando utiliza-se um sistema de captura de movimento 3D, neste caso o sistema *Qualisys*.

Existem seis passos básicos para a realizar uma análise de dados de captura de movimento no Visual 3D:

- Criar um modelo do sujeito (s) usando um ficheiro da posição estática e definir os segmentos;
- Explorar os dados dos arquivos dos ficheiros dinâmicos e associar estes dados com o modelo construído;

- Definir os sinais e eventos necessários para o estudo em causa;
- Definir os cálculos biomecânicos, como ângulos articulares;
- Gerar relatórios cinemáticos e cinéticos;
- Exportar os dados para a análise estatística (C-Motion).

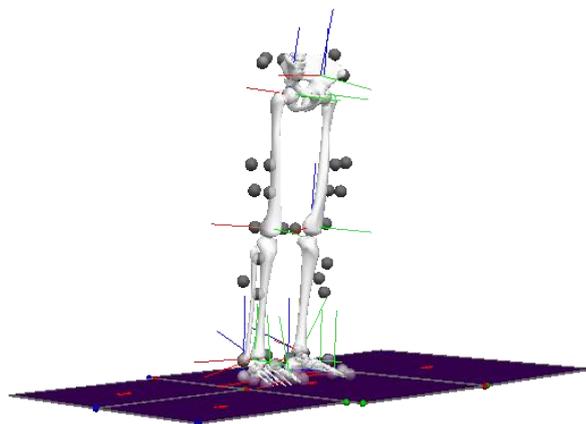


Figura 3.7: Reconstrução do modelo em Visual 3D, com representação do sistema de eixos de cada segmento.

A análise cinemática da marcha com vários segmentos do pé é uma técnica de avaliação que permite a quantificação da dinâmica do pé e da sua deformidade permitindo ajudar no diagnóstico clínico da patologia (Church, Coplan et al. 2012).

Criou-se um modelo multissegmentar do pé com 5 segmentos, RP, AP e HX SL, TB. Para a reconstituição do modelo do pé foi utilizado o modelo “*Oxford foot model*” (Carson, Harrington et al. 2001), (Harris, Smith et al. 2008). Este modelo é utilizado desde 2004, na análise de marcha patológica.

Os ângulos avaliados foram analisados a pares entre os cinco segmentos, formando quatro pares entre segmentos, tais como:

- TB/SL: Tíbia em relação ao solo
- RP/TB: Retro pé em relação à tíbia
- AP/RP: Ante pé em relação ao retro pé
- HX/AP: Hálux em relação ao ante pé

Os ângulos dos pares entre segmentos foram calculados nos três planos anatómicos, sagital, transversal e frontal, relativos ao sistema de eixo local. Assim para um qualquer

ângulo utiliza-se o eixo perpendicular ao plano do movimento que se pretende estudar, i.e., considerando por exemplo o ângulo de flexão do tornozelo, este está contido no plano sagital e varia sobre o eixo perpendicular ao plano, neste caso o eixo médio-lateral, x (Figura 3.8).

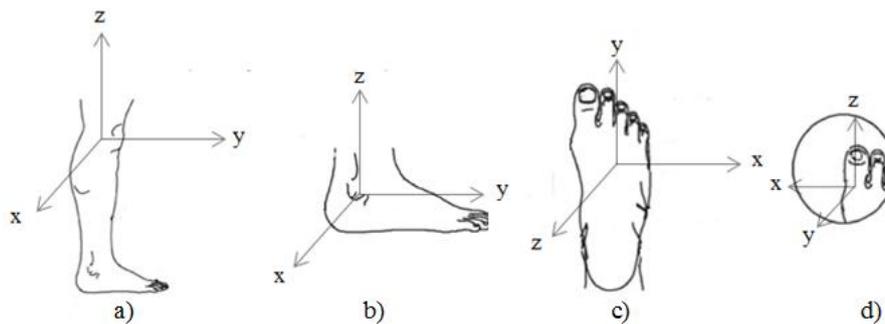


Figura 3.8: Representação do sistema de eixos nos quatro pares entre segmentos. a) e b) Plano sagital. c) e d) Plano transversal (adaptada de (Carson, Harrington et al. 2001)).

Os modelos utilizados no *Visual 3D* são baseados em ligações de segmentos rígidos, e normalmente assumidos como segmentos que estão ligados de acordo com o *Motion Capture Data*, recorrendo a modelos de 6 graus de liberdade (6 DOF), correspondentes a 3 variáveis que descrevem a translação e outras 3 variáveis para a rotação. Uma alternativa a este modelo é a utilização de modelos de cinemática inversa (IK), que é um processo de otimização que permite determinar os parâmetros de ligação dos objetos flexíveis a fim de conseguir alcançar uma pose desejada. A diferença entre estes modelos são as restrições que podem ser adicionadas aos segmentos que restringem o seu movimento relativo (C-Motion , Herman 2007).

3.2 Eletromiografia

Os músculos são os responsáveis pelos movimentos humanos, e na marcha patológica os músculos adquirem outras funções de acordo com a patologia e a necessidade da marcha.

A eletromiografia é o estudo da função muscular através da análise dos sinais elétricos provocados pela contração muscular, que pode ser voluntária ou involuntária (Basmajian and De Luca 1985).

A contração voluntária está relacionada com a tensão gerada de uma unidade motora composta por um único neurónio motor e por todas as fibras que enerva. Este contato de fibras musculares gere potenciais de ação (impulso) do nervo motor, que atinge um limiar de despolarização.

Segundo De Luca, podem-se agrupar os fatores que influenciam a EMG em causais, intermediários e deterministas (De Luca 1997).

Os fatores causais têm um efeito básico ou elementar no sinal, e são divididos em dois grupos: extrínsecos (devido à estrutura do eletrodo e sua localização na pele) e intrínsecos (características fisiológicas, anatómicas e bioquímicas do músculo) (Halaki and Ginn 2012).

Os fatores intermediários estão relacionados com fenómenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais fatores causais e, podem influenciar os fatores deterministas (De Luca 1997). Estes têm uma influência direta na informação da EMG e na força registada.

Na biomecânica, a eletromiografia permite estudar quais os músculos que estão a ser utilizados aquando o movimento, a intensidade e duração da ativação muscular. Deste modo são três as aplicações do uso do sinal de EMG de superfície: usar como um indicador do início da ativação do músculo, a sua relação com a força produzida por um músculo, e o seu uso como fenómenos de fadiga que ocorrem dentro do músculo (De Luca 1997).

A análise da eletromiografia pode ser processada no domínio da frequência ou no domínio do tempo, uma vez que as principais características do sinal EMG são a frequência e a amplitude, sendo necessário a inserção do eletrodo no músculo em estudo de modo a medir atividade elétrica.

3.2.1 Eléttodos

Os eléctttodos são estruturas que permitem a ligação entre o músculo e o aparelho de medição para registar a atividade elétrica do músculo em estudo.

Existem dois principais tipos de elétrodos: elétrodos de profundidade e os elétrodos de superfície. Estes últimos são os mais convenientes e confortáveis. Podem ainda ser subdivididos em elétrodos passivos, que requerem de um gel de modo a melhorar a transmissão do sinal, e ativos, que apenas tem que ser colocados no centro do músculo a analisar (Basmajian and De Luca 1985).

Os elétrodos de superfície são não invasivos, permitem a medição da atividade elétrica do músculo, entre os ciclos de contração e relaxamento, no entanto tem a desvantagem de ter uma menor receção do sinal e maiores efeitos de *crosstalk*, complicando a definição do tempo do músculo e a intensidade relativa à sua atividade (DeLisa, Scientific et al. 1998).

Os efeitos indesejáveis de *crosstalk* estão presentes na maioria das análises eletromiográficas, durante os períodos de menor atividade muscular, existindo a possibilidade da recolha de outros músculos que não o músculo de interesse.

Para além dos efeitos de *crosstalk*, existem outras interferências que podem alterar o sinal EMG, nomeadamente efeitos de movimento, que devem ser analisados.

3.2.2 *Processamento e análise do sinal*

A análise de um sinal eletromiográfico de um movimento, como no caso da marcha, quando avaliado no domínio temporal apresenta alguns procedimentos associados: filtragem, remoção da componente DC (Corrente Contínua), retificação, suavização, envelope, normalizações, que são fundamentais para a obtenção do sinal que será analisado de acordo com o pretendido no estudo.

O próprio programa de eletromiografia utilizado (*Delsys*), já realiza uma filtragem parcial, recorrendo a um filtro passa-baixo, pelo que no tratamento dos dados brutos, este passo pode ser suprimido, e apenas realizar um filtro passa alto, com o intuito de remover os efeitos de movimento, com uma frequência de corte de 20 Hz.

A redução da componente DC, é efetuada para solucionar o deslocamento da linha de base do sinal, e seguidamente realizar a retificação, que consiste em obter um valor absoluto positivo do sinal EMG.

Depois da retificação, gera-se um envelope do sinal de EMG através de algoritmos de suavização, como por exemplo a determinação do valor RMS (Root Mean Square), que permite avaliar o nível de atividade do sinal.

De modo a superar um dos principais problemas na análise de EMG, isto é a amplitude (escala em microvolts), que pode atingir variações significativas devido a condições de deteção, é comum recorrer à normalização.

Existem alguns meios de normalização para um sinal de EMG, entre eles: Pico máximo (o máximo valor do sinal do EMG no movimento em estudo), Valor médio (utiliza o valor médio do sinal EMG), Valor fixo (através de um valor de referencia-contração submáxima), e a contração voluntária máxima (CVM). Este é o mais utilizado, devido às diversas vantagens, permitindo dar uma estimativa do esforço investido ou necessário para uma ação máxima voluntária de um músculo. Outra das vantagens é permitir ter um único valor de referência para além de se conseguir fazer a normalização dos resultados para um grupo de indivíduos (Konrad 2005). As CVM são realizadas de acordo com uma resistência estática, para garantir a máxima contração, uma excelente estabilização e suporte de todos os segmentos.

3.2.3 Sistema Delsys

Para a recolha de dados de EMG recorreu-se a eletromiografia sem fios e de superfície ativo utilizando 8 elétrodos *TRIGNO* da *Delsys*, quatro na perna direita e quatro na perna esquerda, evidenciando os seguintes músculos: gastrocnémio medial, gastrocnémio lateral, tibial anterior, e peronial longo.

Antes da colocação destes, há necessidade de uma preparação da pele, onde foram removidos todo o tipo de impurezas através da limpeza da pele com álcool, para remoção das células mortas, gorduras, cremes e algumas substâncias que de certo modo interferem na aderência do elétrodo. Em alguns casos foi necessária a depilação nas zonas da colocação dos elétrodos.

Estes elétrodos (Figura 3.9) têm 4 barras de contactos para detetar o sinal EMG na superfície da pele. É importante orientar estas barras perpendicularmente às fibras musculares de cada músculo de acordo com a seta que se encontra na parte superior do sensor que auxilia a determinar a orientação.

Outro aspeto importante é colocar o sensor no centro do ventre muscular, para garantir a zona de maior atividade.



Figura 3.9: Sistema utilizado para eletromiografia, e representação da colocação do eletrodo no ventre muscular.

3.3 Caracterização da População

Como já foi referido, este trabalho teve como objetivo, a análise de 6 indivíduos intervencionados cirurgicamente ao pé boto, num total de 8 pés tratados. Pretende-se demonstrar as diferenças que estes indivíduos possam ter com o decorrer dos anos após a cirurgia, quando comparados entre si e com o grupo de controlo, composto por 10 indivíduos.

3.3.1 Caracterização Geral

Os indivíduos do grupo patológico foram recrutados dos registos do Hospital São João do Porto, sujeitos a aprovação da comissão de ética (Anexo A) bem como a autorização dos encarregados de educação para a realização do protocolo experimental.

Da análise destes indivíduos pretendeu-se responder às seguintes perguntas:

- Qual o grupo com maior rigidez (menor amplitude de movimento)?
- Qual o grupo que apresenta comportamentos diferentes nas amplitudes articulares?
- Em que medida o pé saudável se adapta ao desempenho do pé patológico?

Estas questões tentam apurar as semelhanças ou diferenças uma vez que se trata de um grupo bastante diversificado e com alguns aspetos próprios. Na Tabela 3.1 estão demonstrados os valores médios antropométricos para os dois principais grupos em estudo com base na informação do Anexo C.

Tabela 3.1: Características Antropométricas do Grupo de Controlo e Grupo Patológico.

	Controlo (N=10)	Patológico (N=6)
Idade	13,00±1,63	11,5±1,05
Peso (kg)	55,92±17,50	41,87±10,36
Altura (m)	1,61±0,12	1,46±0,10
IMC (kg/m²)	20,89±3,78	19,45±2,65
# Número de Pés	20	8

Em relação ao grupo controlo é importante referir que este foi escolhido de acordo com a faixa etária pretendida, sem qualquer patologia associada. No entanto constatou-se a existência de grande variabilidade entre eles, uma vez que se trata de uma faixa etária em desenvolvimento físico, com o corpo a adaptar-se ao crescimento.

Quanto ao grupo patológico procedeu-se a um pequeno questionário (Anexo B), para o conhecimento da sua patologia bem como outros aspetos que poderiam ser fundamentais no decorrer da análise, tendo sempre atenção de possíveis parâmetros encobertos que não foram questionados, e muitas vezes pelo desconhecimento dos processos associados à patologia de que foram alvo, tanto por parte dos indivíduos como dos encarregados de educação que os acompanharam na recolha de dados.

3.3.2 *Descrição da Amostra e Definição do Problema*

A amostra do grupo patológico é composta por 4 indivíduos com pé boto unilateral (CF, DC, RR e GS) e 2 com tratamento ao pé boto bilateral (FT e PR), ver Tabela 3.2.

O indivíduo CF foi intervencionado ao pé direito, no entanto, o pé esquerdo apresentava a mesma patologia que foi tratada com meios conservadores. Deste modo o pé esquerdo foi excluído da análise, não sendo integrado no grupo patológico pois não foi intervencionado, nem se encontra no grupo saudável porque teria características próprias, diferentes do presente estudo.

Relativamente ao indivíduo DC foi intervencionado ao pé boto no primeiro ano de vida, membro direito, tendo hoje ainda algumas dores em atividades diárias comuns.

O indivíduo RR, intervencionado ao pé direito realizou a última cirurgia ao tendão de Aquiles acerca de meio ano antes desta recolha de dados, no entanto não apresentava nenhuma dificuldade em realizar qualquer atividade.

Em relação ao indivíduo GS, este é o único sujeito que foi intervencionado ao pé esquerdo na nossa amostra, no entanto, e apesar das cinco cirurgias que foi submetido nos primeiros anos de vida, não apresenta qualquer limitação na realização de atividades.

No grupo bilateral (indivíduos FT e PR), o indivíduo FT apresenta um extenso historial clínico, tendo sido operado três vezes ao pé boto bilateral nos primeiros meses de vida, submeteu-se ao alongamento dos músculos posteriores da perna, necessitou de adaptação do osso da anca para auxiliar a zona superior do maxilar, e removeu 2 hérnias. No tratamento do pé boto também recorreu a outros métodos desde botas ortopédicas, talas, sacos de areia, entre outros. Em relação ao indivíduo PR, este foi operado duas vezes ao pé boto durante o primeiro semestre de vida, tendo hoje ainda algumas sequelas na prática desportiva.

Na Tabela 3.2 encontra-se uma caracterização resumo do grupo patológico de acordo com o questionário que foi realizado antes da recolha de modo a compreender o historial clínico dos pacientes, bem como alguns aspetos da vida quotidiana.

Tabela 3.2: Caracterização do grupo patológico de acordo com o questionário realizado.

Indivíduo	Patologia	Observações
CF	DIREITO	Método conservador no Esq.
DC	DIREITO	-
FT	BILATERAL	Muitos Cirurgias Severas (+5)
GS	ESQUERDO	Muitas Cirurgias (5)
PR	BILATERAL	-
RR	DIREITO	Operação Recente (TA*)

*TA-Tendão de Aquiles.

Nesta análise, o grupo patológico para além de ter sido identificado por tipo patologia (unilateral ou bilateral), foi também agrupado em pés saudáveis que correspondem aos pés que não foram intervencionados e pés patológicos. Deste modo temos 2 indivíduos no grupo bilateral, FT e PR, com 4 pés intervencionados. No grupo unilateral temos 4 indivíduos, 3 com patologia no pé direito, CF, DC e RR e 1 no pé esquerdo, GS. Deste grupo serão analisados 4 pés intervencionados e 3 pés saudáveis.

De acordo com o esquema da Figura 3.10 verificou-se que existe uma variabilidade do número de pés da amostra de acordo com o grupo analisado por isso é importante salientar que os resultados podem evidenciar algumas tendências que devem ser bem enquadradas e interpretadas.

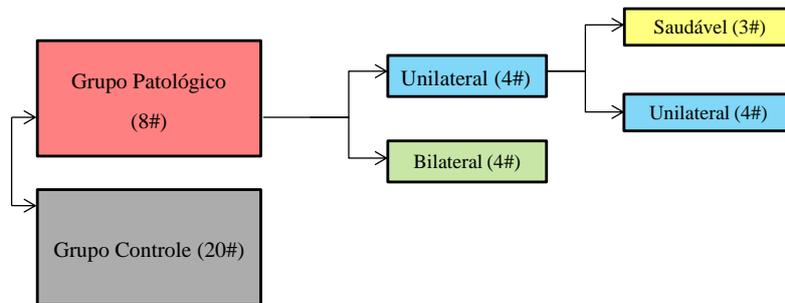


Figura 3.10: Divisão dos grupos analisados no presente trabalho e interpretação das cores.

A análise da amostra foi realizada aos pés individualizados, isto é, analisam-se os indivíduos de acordo com os grupos que foram formados, sempre em relação aos pés destes, agrupando-os em três conjuntos:

- Análise 1. Pés patológicos (PP) *versus* pés controle (PC);
- Análise 2. Pés saudáveis (PS) *versus* os pés controle (PC);
- Análise 3. Pés patológicos unilaterais (PU) *versus* bilaterais (PB).

Foi utilizado o mesmo referencial para o pé direito e esquerdo. Para tal recorreu-se à normalização das direções, para que os dados obtidos pudessem ser comparáveis.

3.4 Protocolos

A recolha de dados dos pacientes do Centro Hospitalar de São João foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Porto, LABIOMEPE (Figura 3.11).

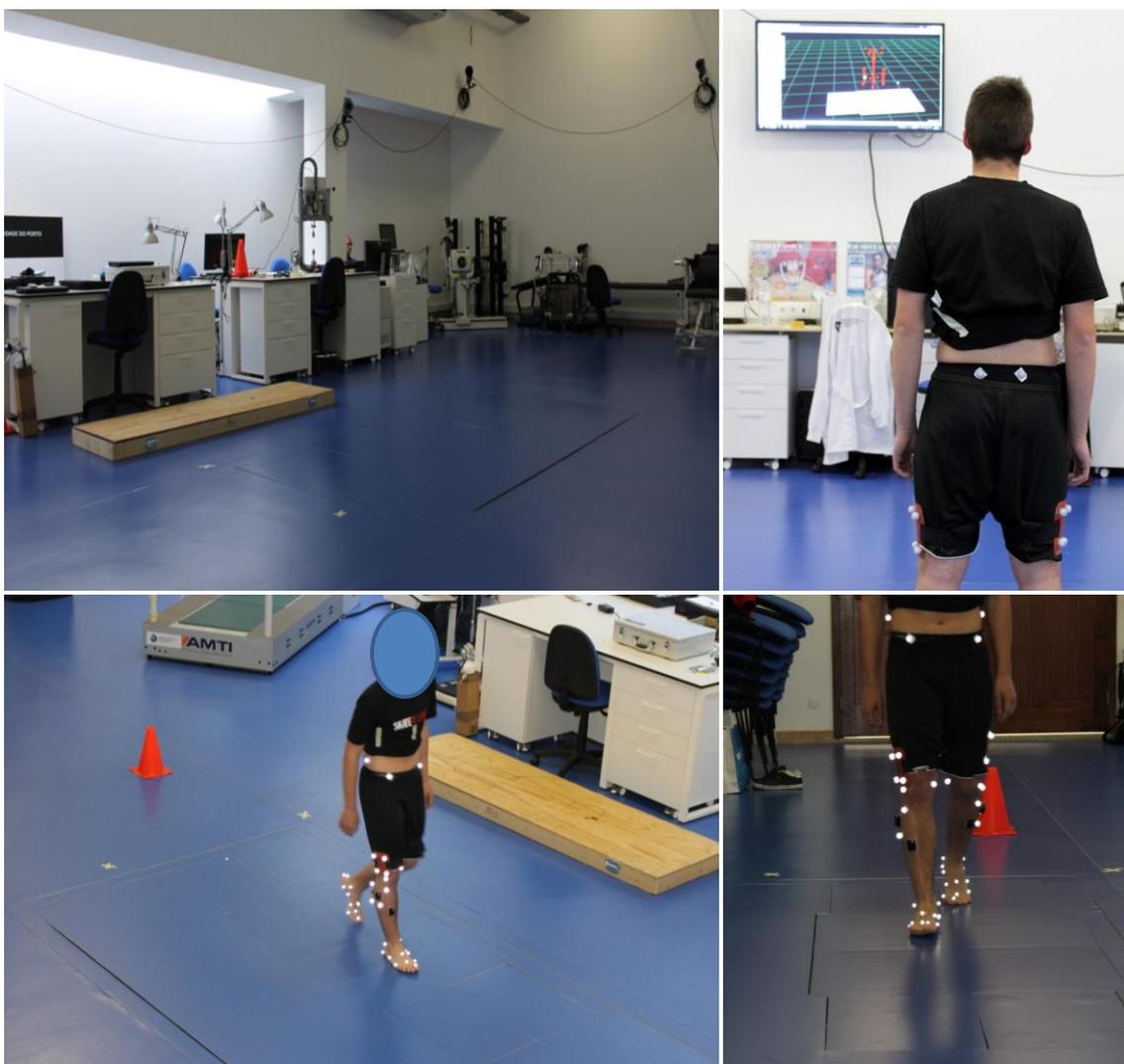


Figura 3.11: Protocolo realizado no LABIOME.

Aos indivíduos foi pedido que percorressem uma distância de 5 m, de modo a passar por cima das quatro plataformas força após duas passagens de aquecimento/treino. Este procedimento foi repetido seis vezes, três onde o primeiro pé a colocar na plataforma fosse o pé direito e outras três vezes com o pé esquerdo a iniciar protocolo, tal como representado na Figura 3.12. No entanto, esta condição muitas vezes foi ocultada aos intervenientes, de modo a obter-se uma marcha aparentemente normal, uma vez que todo o ambiente bem como a monitorização dos equipamentos faziam modificar e alterar a marcha dos indivíduos em estudo.

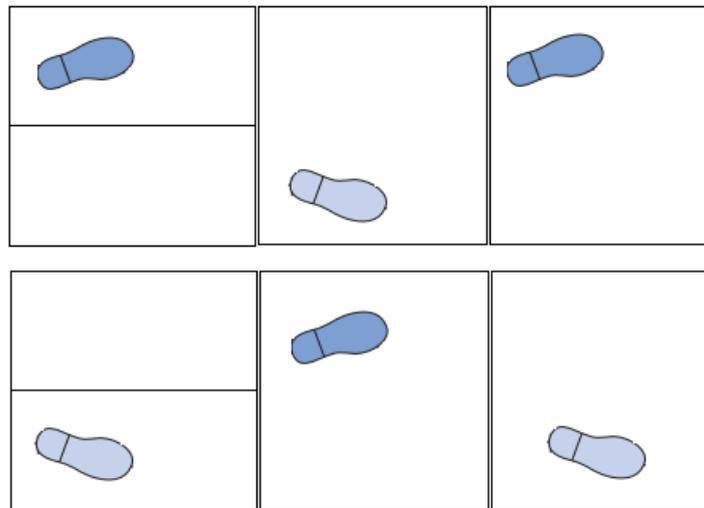


Figura 3.12: Esquema representativo do procedimento da marcha. Três repetições do esquema superior seguindo-se de mais três repetições do esquema inferior.

Na Figura 3.13, visualiza-se um exemplo de marcha, com três contactos nas plataformas, com representação da força vertical através do vetor FRS (vermelho) instantâneo e a envolvente da força vertical no contato do pé FRS padrão (azul), vulgarmente conhecido por trajeto borboleta, sendo uma representação da FRS ao longo do tempo de contato do pé com o solo.

Entre as diferentes passagens procedia-se uma pequena supervisão dos dados, de modo a averiguar a validade dos resultados e as condições de funcionamento de todo o equipamento.

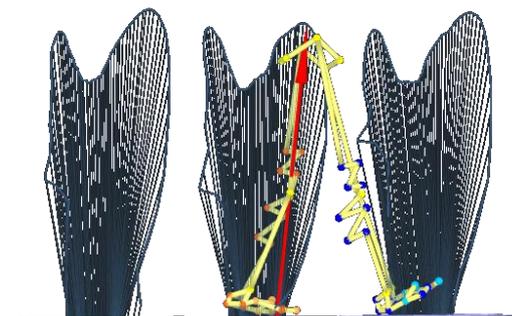


Figura 3.13: Marcha de um sujeito sobre as plataformas de forças usando o sistema de captura Qualisys. A vermelho está representada a força vertical, e a preto a componente vertical ao longo da marcha.

Os intervenientes avaliados com registo de pé boto foram sujeitos a um pequeno questionário para avaliação da patologia bem como outros aspetos que pudessem ser fundamentais na análise biomecânica. Além disso, mediu-se a massa corporal e altura, para a posterior construção do modelo numérico.

A única exigência na avaliação dos indivíduos foi a mobilidade voluntária sem qualquer ajuda dentro da faixa etária selecionada.

A preparação dos adolescentes foi efetuada com a limpeza de pele para a colocação dos elétrodos, remoção de objetos desnecessários, e preparação do vestuário, uma vez que era necessário expor os membros inferiores e parte do abdómen para a marcação e colocação do equipamento.

Durante cerca de 15 min procedeu-se a colocação dos elétrodos principais, sendo estes colocados superficialmente nos principais músculos intervenientes na recuperação dos adolescentes, nomeadamente músculo tibial-anterior, músculo peroneal longo e o músculo gastrocnémio (media e lateral), bem como a colocação dos marcadores na anca e membros inferiores (utilizando fita adesiva), na anca, coxa, perna e pé.

Depois de todo o procedimento para a colocação dos elétrodos, efetuou-se a colocação dos marcadores, de acordo com a representação da Figura 3.14. Na fase seguinte foi efetuada a calibração do sistema para iniciar a aquisição dos dados, onde foi pedido aos intervenientes que se colocassem na posição ortostática de modo a que todos marcadores fossem visualizados pelas 12 câmaras de infravermelhos.

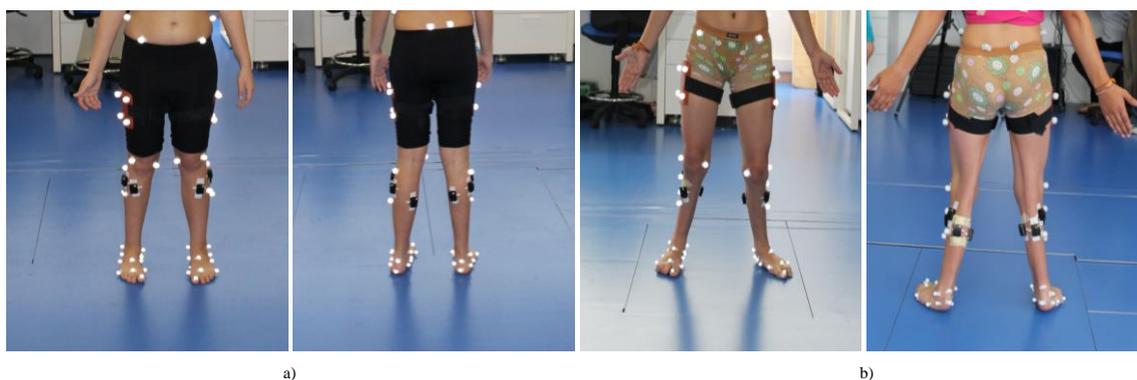


Figura 3.14: Posicionamento dos marcadores e elétrodos utilizados na amostra (casos patológicos: a) unilateral e b) bilateral).

Todos os equipamentos utilizados foram sincronizados no sistema de captura de movimento *Qualisys*.

No final da recolha foram realizadas as contrações voluntárias máximas (CVM) dos quatro 8 músculos das pernas para posterior tratamento de eletromiografia, usando o programa do Visual 3D (Anexo D).

3.5 Análise Estatística

Em termos estatísticos utilizou-se o Excel para a formulação de estatística descritiva, usando gráficos de caixa, *boxplot*, que convenientemente descrevem graficamente grupos de dados numéricos através dos seus quartis.

Esta é uma ferramenta para localizar e analisar a variação de qualquer parâmetro entre diferentes grupos. É formado pelo primeiro quartil, mediana, terceiro quartil, e pelo limite inferior (mínimo) e superior (máximo) como demonstra o esquema representado (Figura 3.15).

Assim através da análise gráfica infere-se a localização do primeiro e terceiro quartil, bem como a mediana e os valores extremos, de modo a verificar a distribuição de valores da variável analisada.

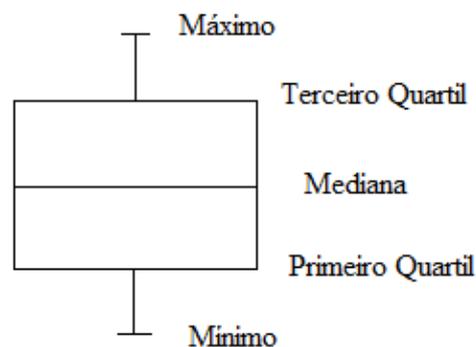


Figura 3.15: Representação do boxplot.

Outro aspeto importante e com alguma facilidade de demonstração é a comparação dos resultados de grupos diferentes, uma vez que se conseguem verificar as diferenças entre grupos em relação à distribuição dos mesmos, averiguando se os grupos possuem comportamentos semelhantes ou apresentam comportamentos distintos.

Para o tratamento de dados foi utilizado o Excel, usando o *t-test* para comparar e para verificar se o resultado observado é estatisticamente relevante, através do *p-valor* dos valores médios dos diferentes grupos de análise.

Capítulo 4.

Discussão de resultados

A análise foi realizada de modo a comparar os diferentes grupos, como foi descrito no capítulo anterior, e verificar o comportamento das forças de reação ao solo (FRS), ângulos das principais articulações do pé e eletromiografia durante a fase de apoio do ciclo de marcha. Estes resultados foram observados e posteriormente analisados em termos estatísticos, utilizando gráficos tipo *boxplot*.

4.1 Análise da Força de Reação ao Solo

A análise de marcha foi estudada de acordo com as principais observações da FRS durante a fase de apoio (FA), utilizando-se o mesmo referencial para o pé direito e esquerdo. Para tal recorreu-se à normalização das direções, para que os dados obtidos pudessem ser comparáveis.

Na Figura 4.1 são apresentados as componentes da FRS durante a FA, comparando a evolução da marcha dos pés patológicos (PP) e os pés controlo (PC) dos indivíduos da análise 1 (A1). Neste gráfico é possível identificar algumas diferenças nos valores e na forma da variação das FRS, em particular na força médio-lateral, onde se verifica um desvio padrão maior nos pés patológicos, apresentando também um comportamento diferente dos PC, no início da fase de apoio, no momento do contacto com o calcanhar, apresentando um desequilíbrio na marcha inicial.

A componente vertical da força dos pés patológicos apresenta uma maior taxa de variação no início da fase de apoio, isto é, para um mesmo instante, este apresenta maiores amplitudes angulares, possivelmente resultado do maior ataque no início da marcha.

Segundo a interpretação da Tabela 4.1, verifica-se a existência de dados estatisticamente significativos ($p < 0,05$), e em alguns casos, com dados bastante significativos (p

<0,001), nomeadamente em relação a componente médio-lateral e antero-posterior nesta análise A1.

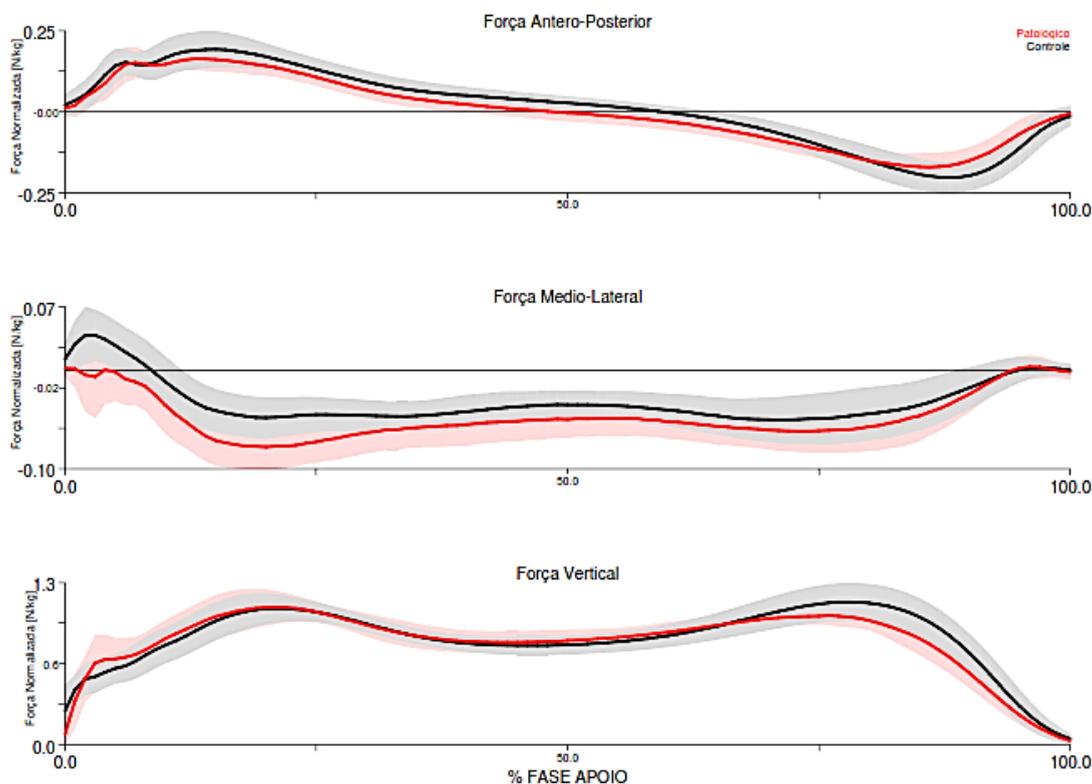


Figura 4.1: Componentes da FRS correspondente a A1 durante a FA, normalizadas à massa do corpo (Força normalizada [N/kg]).

Tabela 4.1: Análise 1 em relação às três componentes da FRS:

	A1		Valor-p	
	Patológico Média ± DP	Controlo Média ± DP		
FRS Antero-posterior (N/kg)	-0,03±0,103	0,011±0,117	5,44E-05	<0,001
FRS Médio-Lateral (N/kg)	-0,047±0,028	0,002±0,027	2,99E-09	<0,001
FRS Vertical (N/kg)	0,821±0,264	0,841±0,260	0,005544	<0,05

Segundo a Figura 4.2, e relativamente à análise 2 (A2), observaram-se algumas diferenças, no desvio padrão, apesar do comportamento da força ser muito semelhante, já que se compara o grupo PC com o grupo PS. Este último apenas apresenta um maior desvio padrão devido à adaptação do membro saudável, com vista ao auxílio da marcha. Mais uma vez esta observação tem um fator bastante significativo em termos

estatísticos na componente médio-lateral ($p < 0,001$), e significativo na componente vertical ($p < 0,05$), Tabela 4.2.

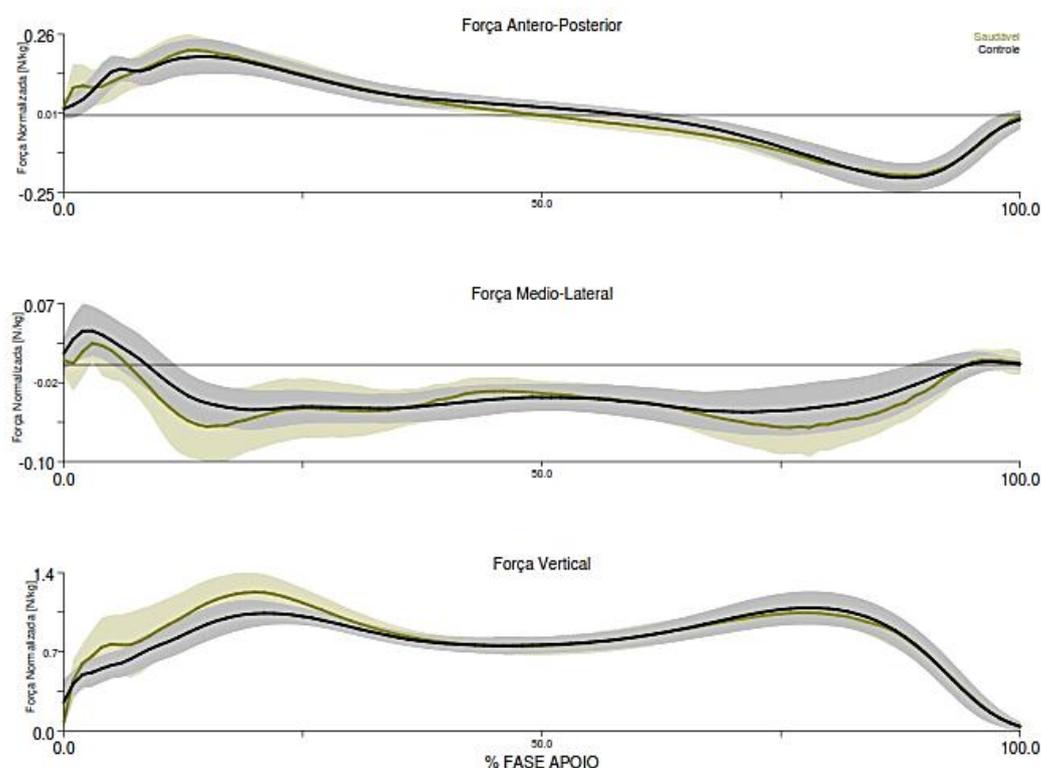


Figura 4.2: Componentes da FRS correspondente ao A2 durante a FA, normalizadas à massa (Força Normalizada [N/kg]).

Tabela 4.2: Comparação da Análise 2 em relação às três componentes da FRS.

	A2		
	Saudável Média ± DP	Controlo Média ± DP	Valor-p
FRS Antero-posterior (N/kg)	0,005±0,011	0,011±0,117	0,180901
FRS Médio-Lateral (N/kg)	0,029±0,002	0,002±0,027	7,2E-06 <0,001
FRS Vertical (N/kg)	0,286±0,841	0,841±0,260	0,003541 <0,05

Finalmente, na comparação dos diferentes tipos de pé boto, entre o grupo bilateral e unilateral, análise 3 (A3), constataram-se algumas diferenças e, tal como se pode ver na Figura 4.3, a maior diferença é observada mais uma vez na força médio-lateral. Nesta análise verificou-se que os pés bilaterais apresentam uma instabilidade no início da fase de apoio, desenvolvendo depois uma marcha muito semelhante à normal, com um

desvio padrão muito pequeno. Deste modo, a componente médio-lateral dos pés bilaterais não apresenta mudança de comportamento, mantendo-se sempre medialmente orientada, (sempre abaixo do valor 0 durante a fase de apoio), o que interfere no equilíbrio destes indivíduos.

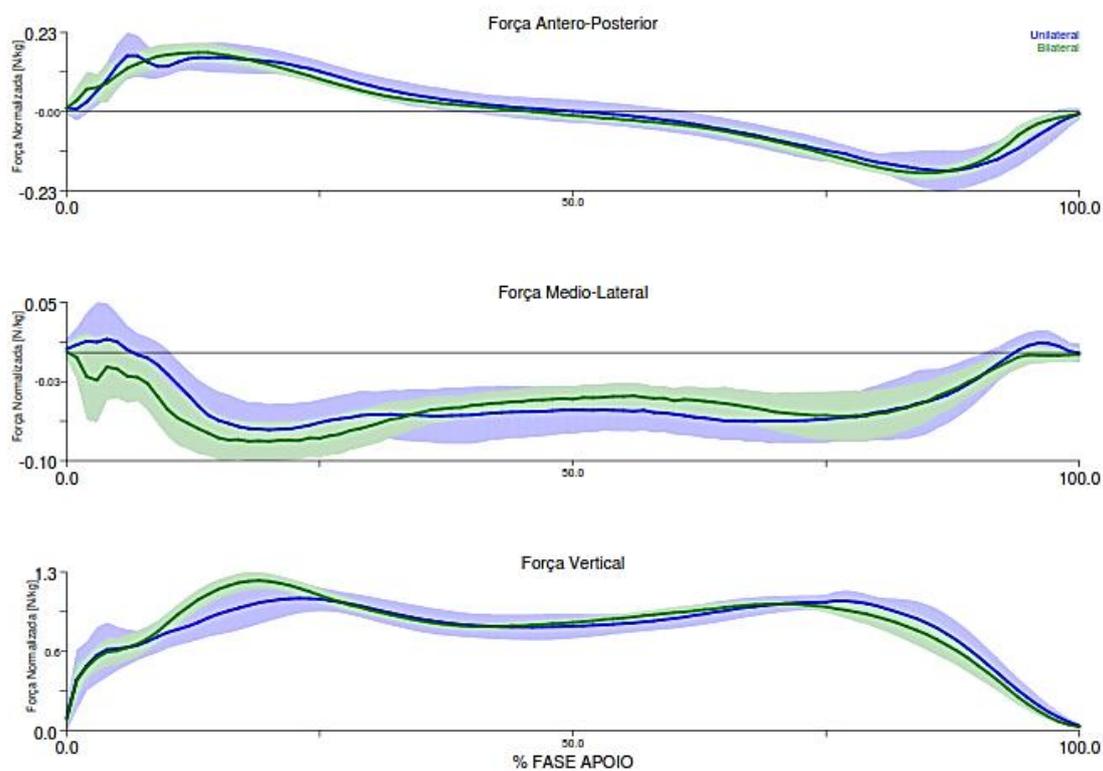


Figura 4.3: Componentes da FRS correspondente ao A3 durante a FA, normalizadas à massa (Força Normalizada [N/kg]).

Apesar de tudo, estas observações não são consideradas estatisticamente significativas em nenhuma das componentes das FRS.

Na Tabela 4.3 verifica-se que o valor de p é bastante superior a 0.05 pelo que não se considera um termo estatisticamente significativo.

Tabela 4.3: Comparação da Análise 3 em relação às três componentes da FRS.

	A3		Valor-p
	Bilateral Média ± DP	Unilateral Média ± DP	
FRS Antero-posterior (N/kg)	-0,04±0,142	0,001±0,105	0,576501
FRS Médio-Lateral (N/kg)	-0,049±0,104	-0,046±0,030	0,533178
FRS Vertical (N/kg)	0,822±0,221	0,825±0,259	0,444881

Relativamente às FRS na componente antero-posterior para todos os grupos analisados, verifica-se que na análise A3, ambos os grupos apresentam maior amplitude de variação de força quando comparados com as restantes análises, com amplitudes de variação muito reduzidas. Esta observação é facilmente constatada pela análise dos gráficos da Figura 4.4, onde se pode ver que a mediana que apresenta os valores mais baixos é do gráfico c), o grupo dos pés bilaterais, mostrando desta forma a maior proximidade do grupo de controlo.

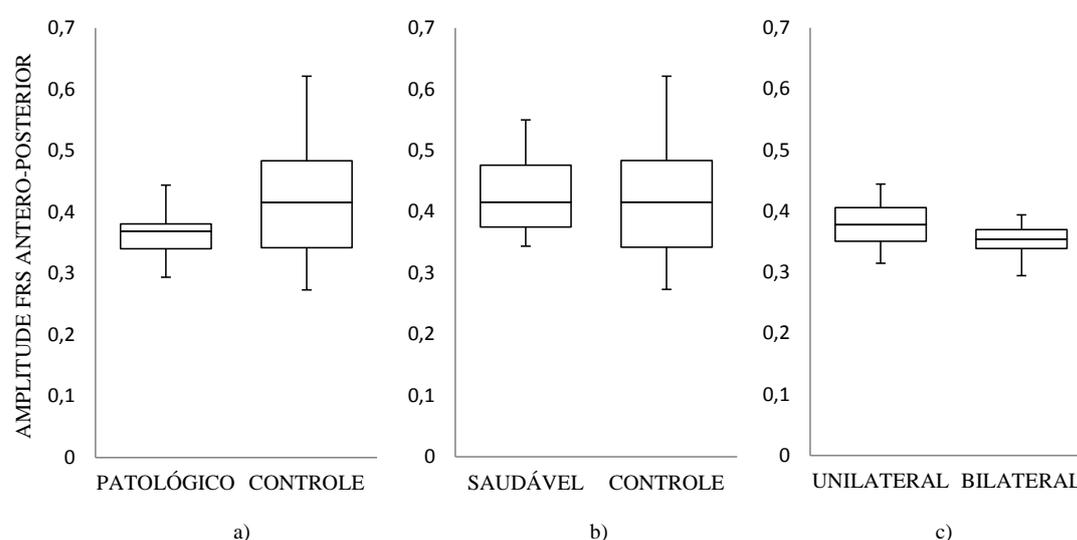


Figura 4.4: Comparação em termos estatísticos das três análises em relação às amplitudes da FRS (N/KG) no componente antero-posterior: a) A1; b) A2 e c) A3.

Numa comparação da componente médio-lateral (F_{ML}) da FRS para as 3 análises (Figura 4.5), esta é a componente que apresenta maior variabilidade de resultados, verificando-se que o grupo PP é o que apresenta resultados mais semelhantes ao PC (em A1), no entanto a grande diferença ocorre no grupo saudável, devido à adaptação do membro saudável para compensar o patológico, i.e., quando ocorre a transferência de carga de um membro para o outro durante a marcha, o membro saudável apresenta maiores amplitudes que os restantes grupos.

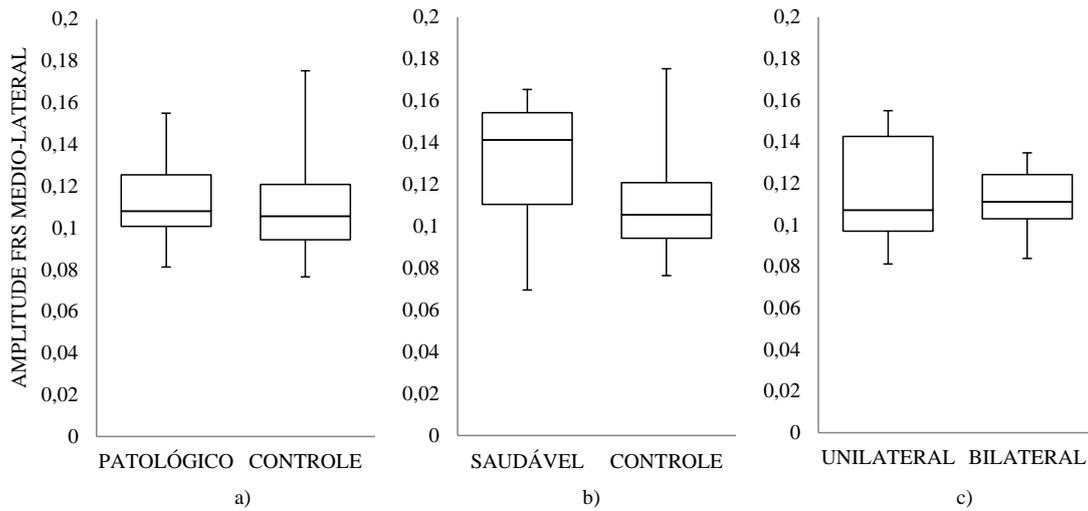


Figura 4.5: Comparação em termos estatísticos das três análises em relação às amplitudes da FRS (N/KG) na componente médio-lateral: a) A1; b) A2 e c) A3.

Todos os gráficos da componente vertical (F_v), Figura 4.6, são semelhantes com exceção da análise A2, na qual o PS apresenta valores de amplitude um pouco superiores, resultado da distribuição do peso da pessoa ao longo do apoio, existindo um maior apoio do pé saudável aliviando a carga sobre o outro membro com déficit de movimento.

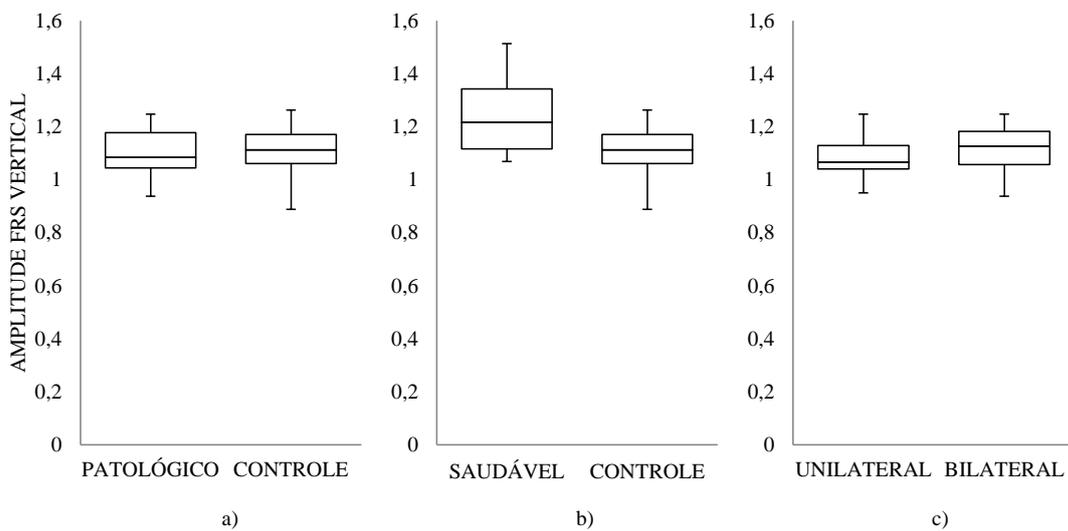


Figura 4.6: Comparação em termos estatísticos das três análises em relação às amplitudes da FRS (N/KG) na componente vertical: a) A1; b) A2 e c) A3.

4.2 Análise das Amplitudes Angulares

Os ângulos avaliados foram analisados a pares entre os cinco segmentos em estudo, solo (SL), tibia (TB), retro pé (RP), ante pé (AP) e hálux (HX), formando quatro pares entre segmentais:

- TB/SL: Tibia em relação ao solo;
- RP/TB: Retro pé em relação à tibia;
- AP/RP: Ante pé em relação ao retro pé;
- HX/AP: Hálux em relação ao ante pé.

Os ângulos dos pares entre segmentais foram calculados nos três planos anatómicos, de acordo com a literatura, como foi referido no capítulo 3 (Carson, Harrington et al. 2001), onde foram gerados relatórios através do Visual 3D, para uma comparação mais detalhada e de fácil visualização, como se pode observar no Anexo E, de acordo com os grupos em estudo, e segundo o sistema de cores utilizado. Nesta análise apenas serão discutidos os parâmetros que foram considerados estatisticamente significativos.

Os resultados das tabelas 4.4, 4.5 e 4.6 são apresentados de acordo com o nível de significância que apresentam, uma vez que se constatou a existência de alguns parâmetros com maior importância estatística, para os quais se verificam as maiores diferenças nos grupos estudados. Com a análise destas tabelas pode-se concluir que existe um ângulo de uma articulação comum às 3 análises, que apresenta valores estatisticamente bastante significativos, isto é o RP/TB em relação ao movimento Inversão/Eversão, possivelmente devido à instabilidade comum ao grupo patológico, vindo validar as forças de reação no solo (FRS) na componente médio-lateral. No entanto com análise destas tabelas percebe-se também que o ângulo da flexão plantar/dorsal formado pela HX/AP é o único que não apresentou valores significativos de amplitudes, possivelmente pela fisiologia do próprio pé, bem como a falta de operações de liberação na zona do hálux.

Tabela 4.4: Cinemática da A1: Controlo vs. Patológico.

	A1		Valor-p
	Patológico Média ± DP	Controlo Média ± DP	
AP/RP Flexão Plantar/Dorsal (°)	-0,896±2,615	-0,578±2,839	0,866
AP/RP Ab/Adução(°)	2,603±2,854	0,760±2,224	0,003 <0,05
AP/RP Supinação/Pronação (°)	-0,149±2,403	-0,202±2,210	0,913
RP/TB Flexão Plantar/Dorsal (°)	-2,056±3,797	-1,008±5,517	0,320
RP/TB Rotação Interna/Externa (°)	-5,470±2,413	0,268±3,149	0,000 <0,001
RP/TB Inversão/Eversão (°)	-14,179±6,483	1,064±5,125	0,000 <0,001
HX/AP Flexão Plantar/Dorsal (°)	7,132±8,992	8,294±9,635	0,151
HX/AP Ab/Adução (°)	-2,433±3,781	-0,003±4,149	0,015
HX/AP Rotação Axial (°)	-0,531±3,527	-0,523±2,300	0,370
TB/SL Ângulo Antero-posterior (°)	5,753±14,383	6,486±15,800	0,265
TB/SL Rotação Interna/Externa (°)	-11,047±5,128	0,578±2,683	0,000 <0,001
TB/SL Ângulo Médio-Lateral (°)	-94,717±8,284	-87,099±5,389	0,184

Tabela 4.5: Cinemática da A2. Controlo vs. Saudável.

	A2		Valor-p
	Saudável Média ± DP	Controlo Média ± DP	
AP/RP Flexão Plantar/Dorsal (°)	-2,858±3,213	-0,578±2,839	0,004 <0,05
AP/RP Y Ab/Adução (°)	0,987±2,409	0,760±2,224	0,866
AP/RP Z Supinação/Pronação (°)	-0,525±2,015	-0,202±2,210	0,504
RP/TB Flexão Plantar/Dorsal (°)	-4,383±4,013	-1,008±5,517	0,005 <0,05
RP/TB Rotação Interna/Externa (°)	-0,091±3,028	0,268±3,149	0,708
RP/TB Inversão/Eversão (°)	-15,856±6,047	1,064±5,125	0,000 <0,001
HX/AP Flexão Plantar/Dorsal (°)	6,992±9,574	8,294±9,635	0,229
HX/AP Ab/Adução (°)	2,879±3,628	-0,003±4,149	0,002 <0,05
HX/AP Rotação Axial (°)	0,909±2,244	-0,523±2,300	0,003 <0,05
TB/SL Ângulo Antero-posterior (°)	12,277±13,520	6,486±15,800	0,008 <0,05
TB/SL Rotação Interna/Externa (°)	-7,768±4,174	0,578±2,683	0,000 <0,05
TB/SL Ângulo Médio-Lateral (°)	-101,821±12,773	-87,099±5,389	0,002 <0,05

Tabela 4.6: Cinemática da A3. Bilateral vs. Unilateral.

	A3		Valor-p
	Bilateral Média ± DP	Unilateral Média ± DP	
AP/RP Flexão Plantar/Dorsal (°)	1,089±3,038	-2,887±2,234	0,000 <0,001
AP/RP Ab/Adução(°)	1,930±3,055	3,021±2,646	0,075 <0,05
AP/RP Supinação/Pronação (°)	-0,806±1,507	0,486±3,184	0,009 <0,05
RP/TB Flexão Plantar/Dorsal (°)	-0,802±3,034	-3,078±4,302	0,150
RP/TB Rotação Interna/Externa (°)	-5,358±2,020	-5,601±2,824	0,831
RP/TB Inversão/Eversão (°)	-5,937±5,239	-22,416±7,310	0,000 <0,001

Tabela 4.6: Cinemática da A3. Bilateral vs. Unilateral (*continuação*).

	A3		Valor-p
	Bilateral Média ± DP	Unilateral Média ± DP	
HX/AP Flexão Plantar/Dorsal (°)	6,598±9,137	7,5665±8,910	0,911
HX/AP Ab/Adução (°)	-2,717±4,710	-2,427±3,177	0,598
HX/AP Rotação Axial (°)	-0,092±3,103	-0,437±3,718	0,819
TB/SL Ângulo Antero-posterior (°)	4,916±13,751	6,503±14,820	0,771
TB/SL Rotação Interna/Externa (°)	-10,130±2,924	-12,512±6,804	0,148
TB/SL Ângulo Médio-Lateral (°)	-80,023±7,286	-106,060±8,933	0,052

Com a visualização da Figura 4.7, verificou-se uma elevada diferença de comportamento entre a análise A3 e a análise A1, uma vez que os pés patológicos (PP) (vermelho) se aproximam bastante dos pés de controlo (PC) (preto). Isto acontece, porque os pés unilaterais (PU) (azul) realizam um movimento de flexão plantar (-) enquanto os pés bilaterais (PB) (verde) realizam flexão dorsal (+) durante quase toda a fase de apoio (FA).

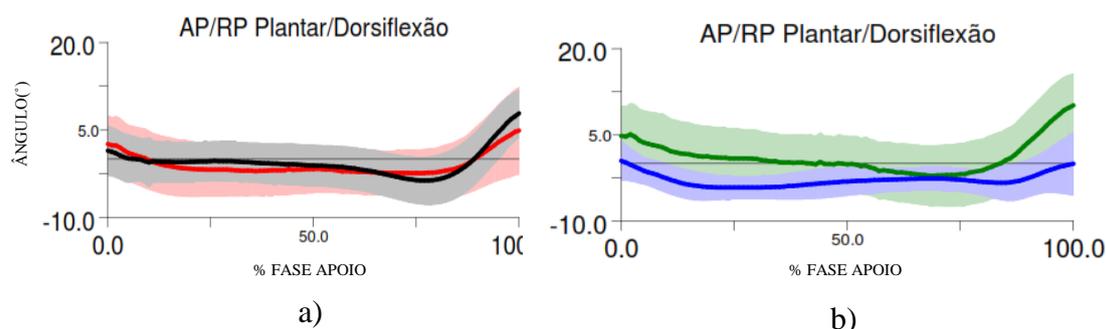


Figura 4.7: Comparação da amplitude angular(°) do ante pé em relação ao retro em relação à flexão plantar/dorsal a) A1; b) A3.

Relativamente ao ângulo formado entre o ante pé e retro pé, em termos de flexão, verifica-se que o grupo PP apresenta menor flexibilidade em comparação com o grupo PC, no entanto quando se observa o grupo PU contacta-se que esta apresenta uma maior rigidez devido a ajuda do pé saudável (PS) que é menos rígido que o PC, como se pode averiguar com a visualização da Figura 4.8.

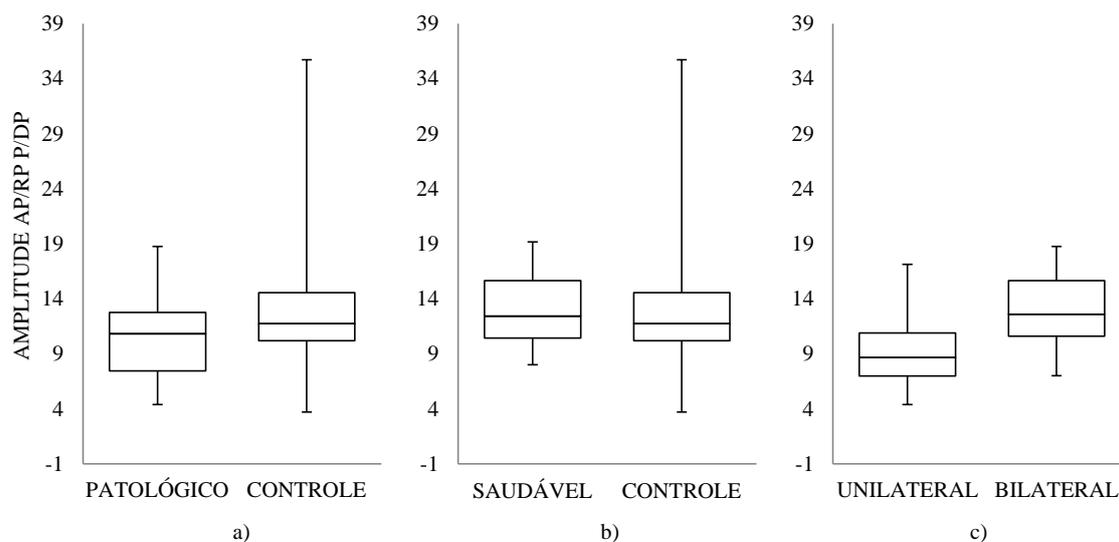


Figura 4.8: Comparação da amplitude angular (°) do ante pé em relação ao retro pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

Na Figura 4.9, em relação à adução/abdução, com exceção de a), que mostra uma maior flexibilidade por parte do grupo PP, apresentam um comportamento bastante semelhante em todos os grupos, i.e., os PU apresentam menor amplitude de movimento, e por isso maior rigidez que os PB, apesar de quando comparamos com os PC, este ser ligeiramente mais rígido.

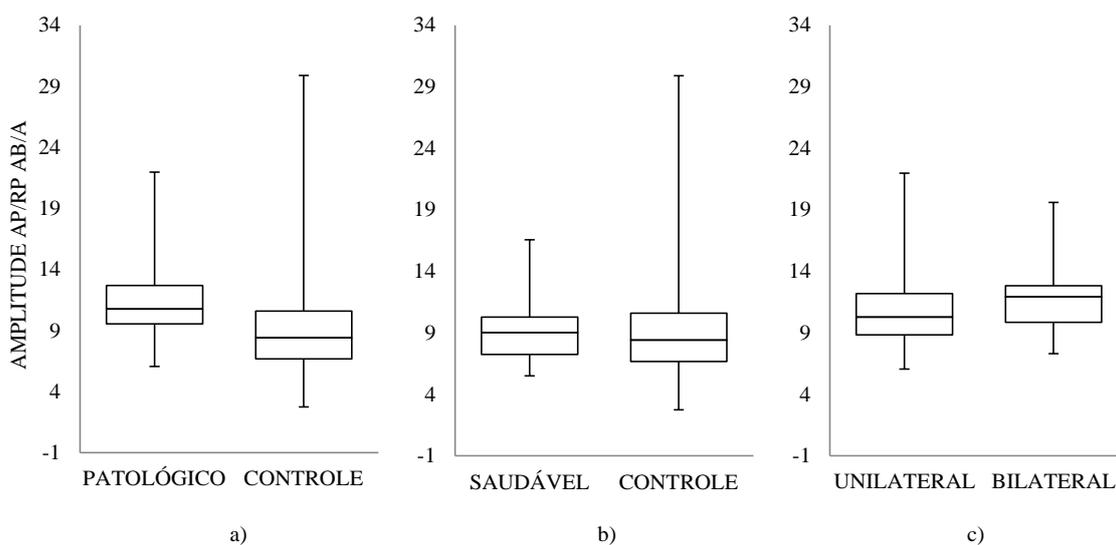


Figura 4.9: Comparação da amplitude angular (°) do ante pé em relação ao retro pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3 para a abdução/adução.

De acordo com os resultados apresentados na Figura 4.10 o grupo PP (vermelho) encontra-se nos primeiros 50% da FA em pronação (-), contrariamente ao que acontece com o grupo PC (preto) que se encontra sempre em supinação (+), existindo uma descarga de peso no bordo lateral e aumento do arco da parte de dentro do pé.

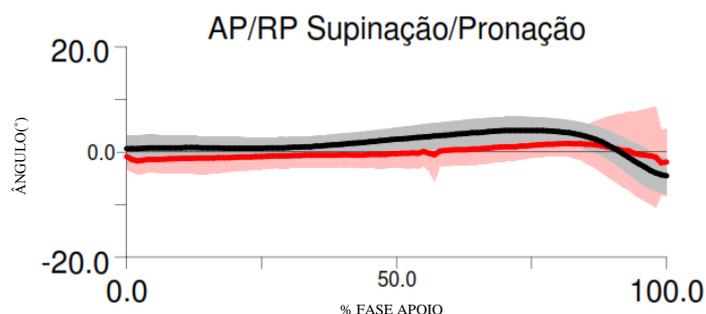


Figura 4.10: Comparação da amplitude angular do ante pé em relação ao retro pé relativamente à análise 1 para a supinação/pronação.

Na Figura 4.11, averiguou-se um grande erro, por parte dos grupos patológicos. Os PU apesar de ter uma amplitude semelhante aos restantes grupos, apresenta um elevado erro máximo, que esta relacionada com a mancha do desvio padrão demonstrada na fase final de apoio na figura anterior.

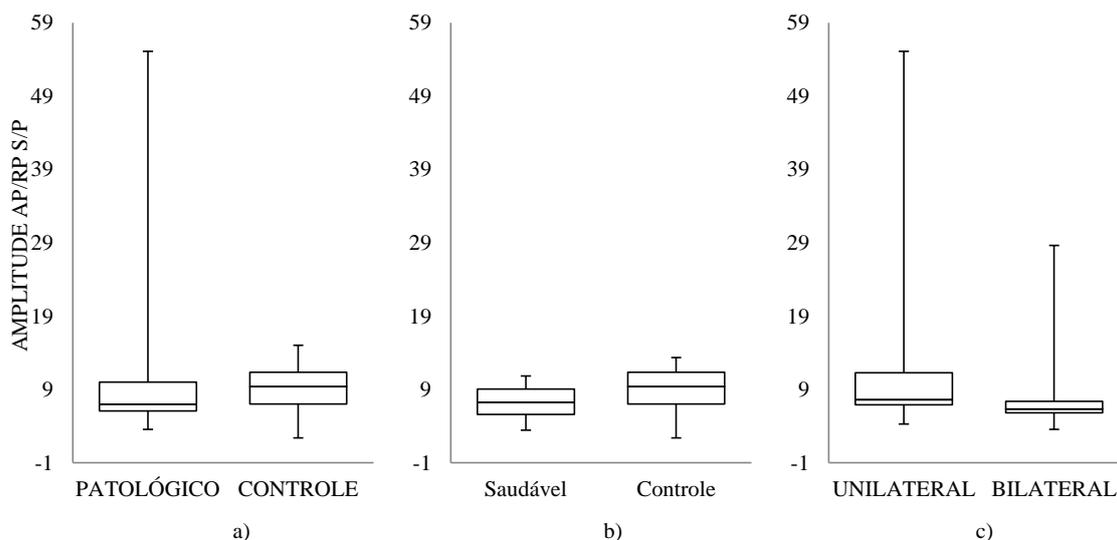


Figura 4.11: Comparação da amplitude angular (°) do ante pé em relação ao retro pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3 para a supinação/pronação.

A flexão na zona do tornozelo é um importante fator estudado neste tipo de patologia, e na Figura 4.12 nota-se que o grupo PP apresenta um comportamento um pouco mais rígido do que o grupo PC.

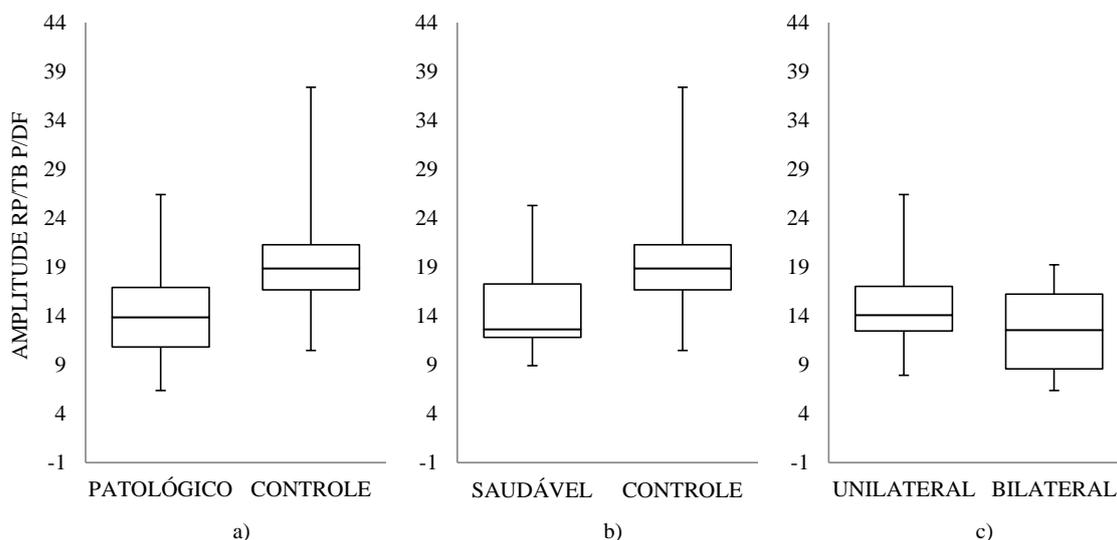


Figura 4.12: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

Na Figura 4.13 verifica-se que o PC (preto) apresenta no início do contacto com calcanhar um maior ângulo de flexão dorsal e a partir dos 30% da FA um maior ângulo de flexão plantar quando comparando com o PP (vermelho), explicando a diferença de amplitudes por parte deste grupo na figura anterior.

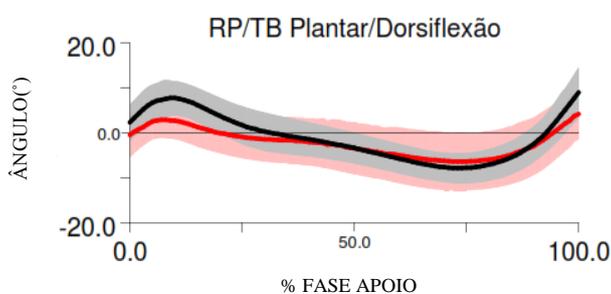


Figura 4.13: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia na análise 1.

Em relação à rotação interna/externa do movimento do retro pé e a tibia, Figura 4.14, verificou-se que mais uma vez o grupo PP apresenta-se ligeiramente mais rígido que o grupo PC. Neste caso, o grupo PS tem um comportamento muito semelhante ao PC, com amplitudes semelhantes.

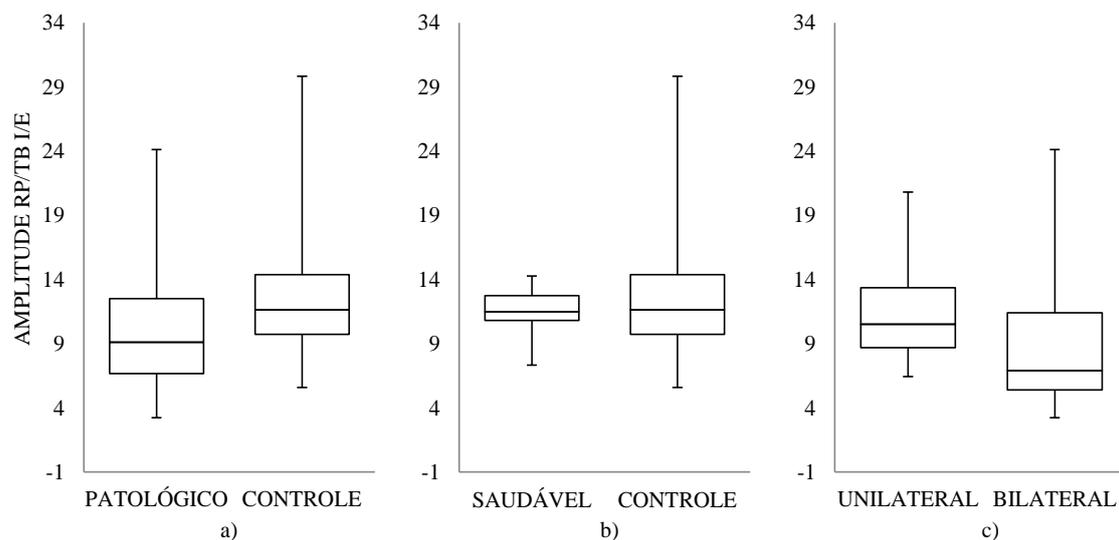


Figura 4.14: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

O movimento de inversão/eversão do retro pé e a tibia é bastante notório na Figura 4.15, com variações de movimento muito elevadas, com desvios muito acentuados por parte do grupo PP, principalmente do PU.

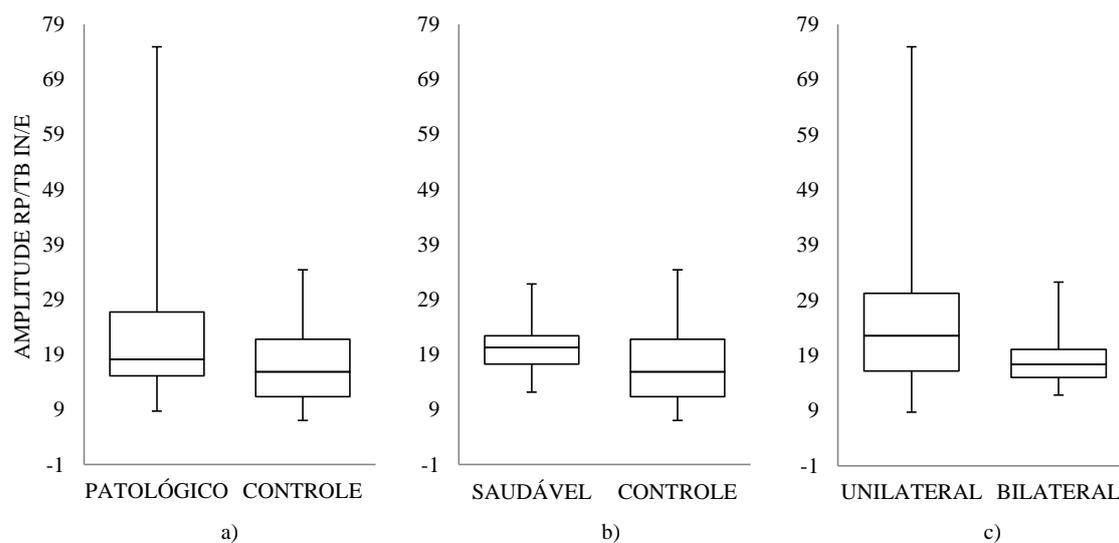


Figura 4.15: Comparação da amplitude angular (°) do retro pé em relação a tibia nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

Assim e no que respeita a Inversão/Eversão representados na Figura 4.16 para os 3 grupos de análise, verifica-se que apesar das amplitudes serem semelhantes, existe um grande desvio padrão, e com médias um pouco diferentes, sendo por isso o ângulo que apresenta maiores diferenças.

Quando comparamos as três análises em relação ao comportamento angular ao longo da FA verifica-se que realmente as curvas médias são muito diferentes umas das outras, apesar do comportamento ser muito semelhante, os ângulos do grupo de patológico são menores tanto para o grupo PP (vermelho), como o grupo PS (amarelo). O grupo PU (azul) é aquele que apresenta menores ângulos, e estando sempre em inversão (-) ao longo de FA. Este facto poderá estar relacionado com a falta de estabilidade que estes indivíduos apresentam durante a marcha, devido à transferência de carga médio-lateral.

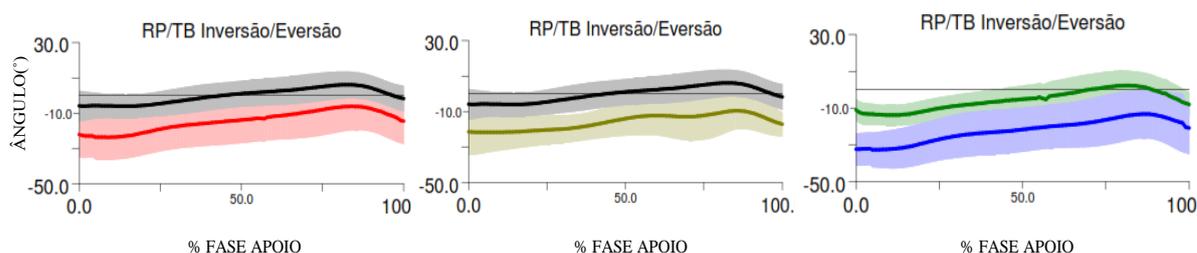


Figura 4.16: Comportamento das diferentes análises durante a Fase de Apoio.

Na Figura 4.17 observa-se amplitudes muito elevadas por todas as análises, apesar das medianas serem muito semelhantes. Este fato é originado pela evolução da flexão do pé na marcha em ao longo da FA.

Existe uma grande diferença nas amplitudes do movimento da rotação interna/externa da tibia e o solo, do grupo PP, especialmente do PU, demonstrando maiores amplitudes, bem como maior flexibilidade de movimento. No entanto é o grupo PB que se assemelha ao PC, com movimentos muito semelhantes, Figura 4.18.

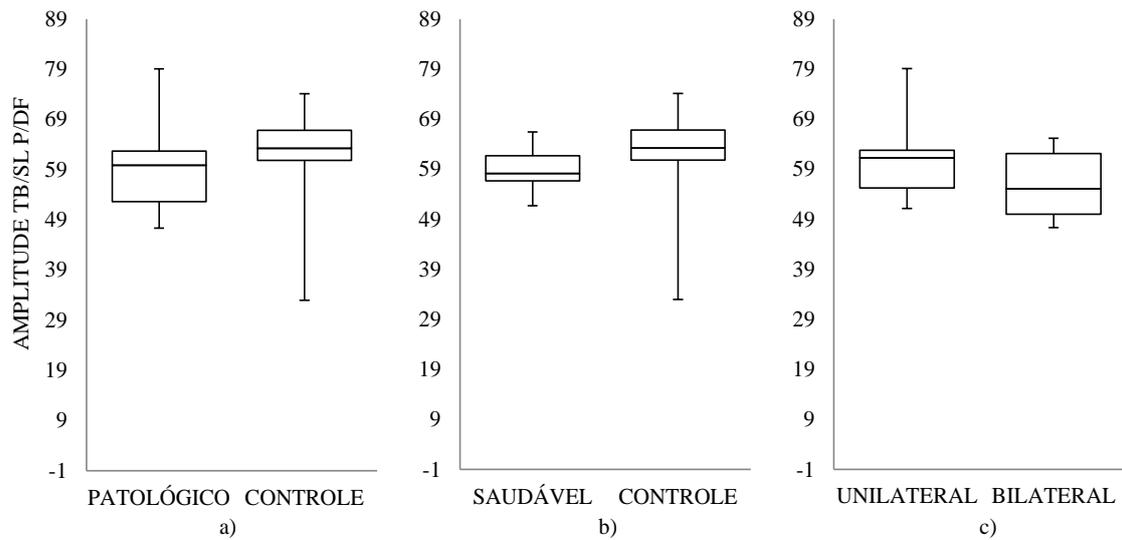


Figura 4.17: Comparação da amplitude angular (°) da tíbia em relação ao solo nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

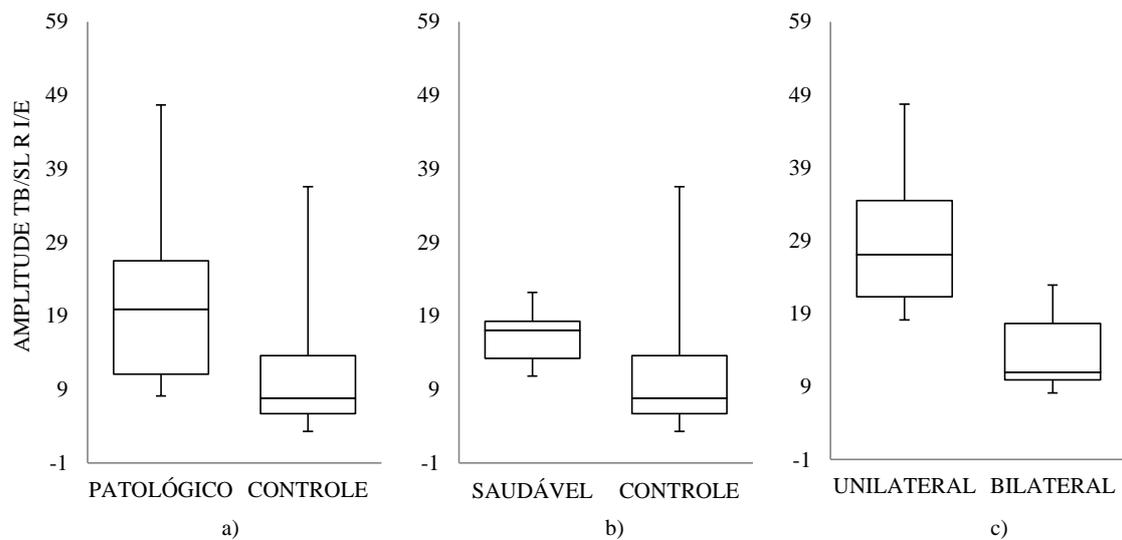


Figura 4.18: Comparação da amplitude angular (°) da tíbia em relação ao solo nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

Estas observações são agora explicadas na Figura 4.19, onde o grupo PB se encontra durante toda a FA em rotação interna (-) o que se assemelha ao PC, sendo o PU que apresenta maiores amplitudes para este ângulo, e que está mais flexível em toda a FA, à exceção do intervalo inicial de 20% da FA, para o qual apresenta alguma rotação externa.

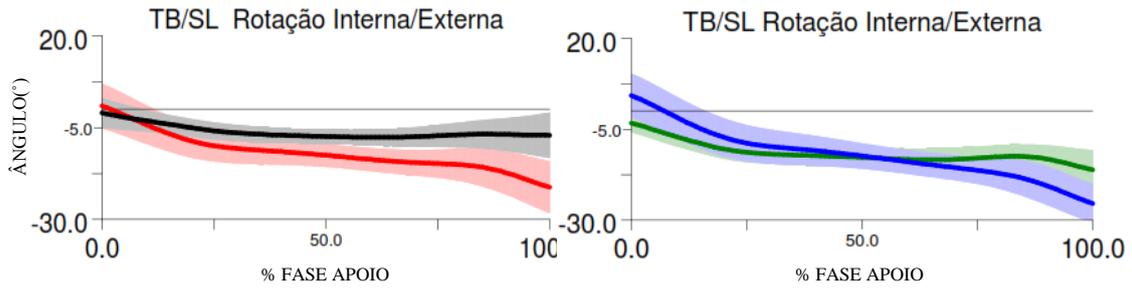


Figura 4.19: Comportamento da A1 e A3 durante a Fase de Apoio.

A Figura 4.20 representa a rotação da tíbia em relação ao solo em termos médios e/ou laterais, e observa-se que o PC é bem mais rígido, ou seja o PP tende a juntar ou separar os joelhos devido a rotação da tíbia.

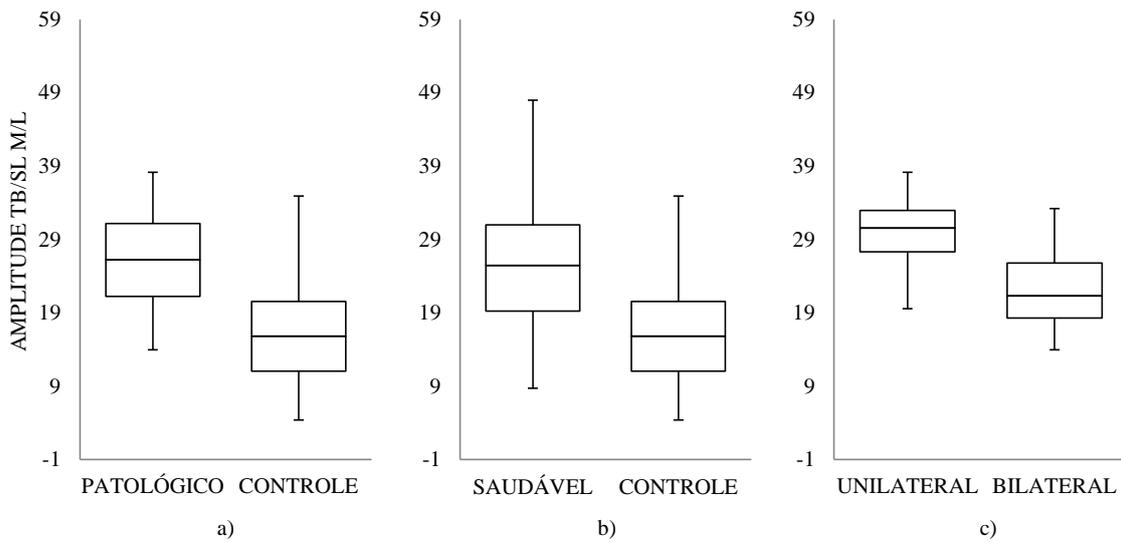


Figura 4.20: Comparação da amplitude angular (°) da tíbia em relação ao solo nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

Estas observações podem ser confirmadas através da análise da Figura 4.21, onde se verifica que sendo -90° o ângulo reto que a tíbia faz com o solo, se for menor que -90° tende para medial e se maior tende para lateral.

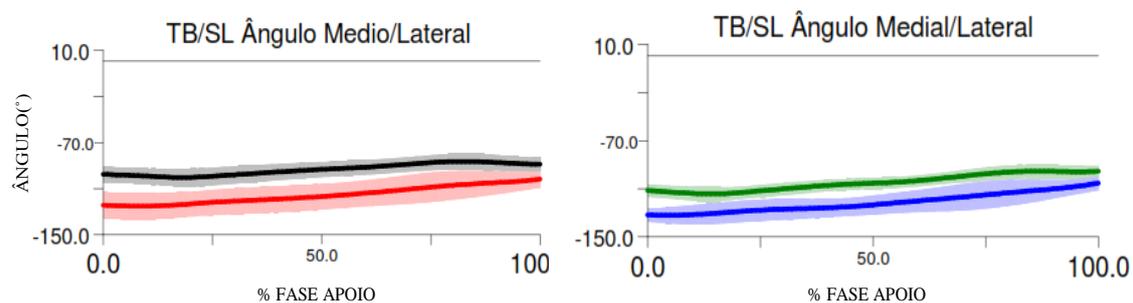


Figura 4.21: Comportamento da A1 e A3 durante a Fase de Apoio.

Assim verifica-se que a tíbia no início da FA encontra-se posicionado medialmente em relação ao solo no entanto, tende para lateral após 50% da FA. A Figura 4.22 demonstra como foi realizado a medição do ângulo TB/SL medial/lateralmente, porque a posição neutra não é 0° mas sim 90° , podendo ser menor que 90° que tende para medial, ou maior que 90° se para lateral.

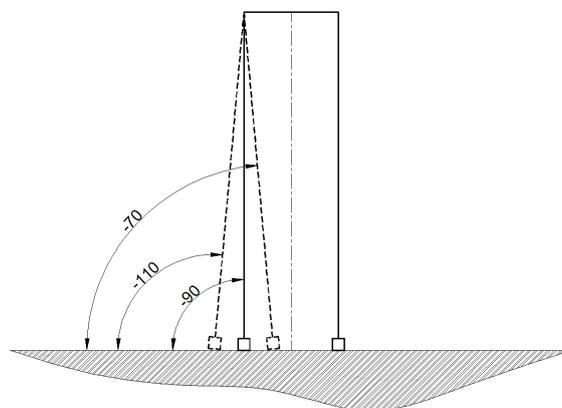


Figura 4.22: Demonstração do posicionamento e método de medição na articulação TB/SL.

Relativamente ao ângulo HX/AP, o grupo PC (preto) tem maior amplitude do que o PP (vermelho), sendo o PU (azul) ligeiramente mais rígido (Figura 4.23), no entanto, no início da marcha apresenta uma libertação maior em relação ao hálux, e por isso um maior desvio padrão, existindo apenas flexão dorsal (+) do hálux.

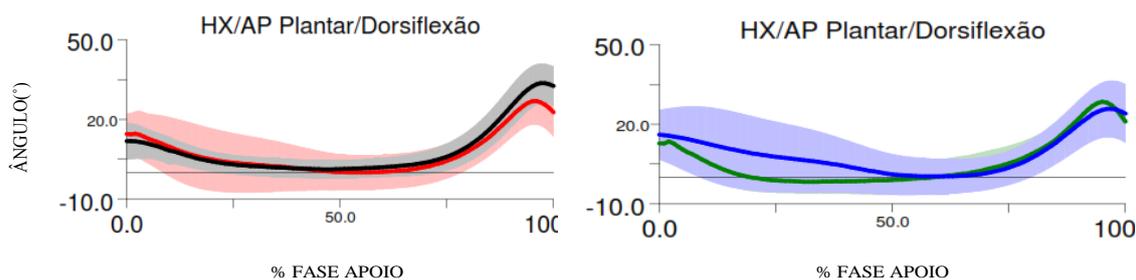


Figura 4.23: Comportamento da A1 e A3 durante a Fase de Apoio.

Quando comparando em termos de amplitude verifica-se que apesar do comportamento inicial por parte da A3, apresentam amplitudes muito semelhantes entre eles como se pode verificar na Figura 4.24.

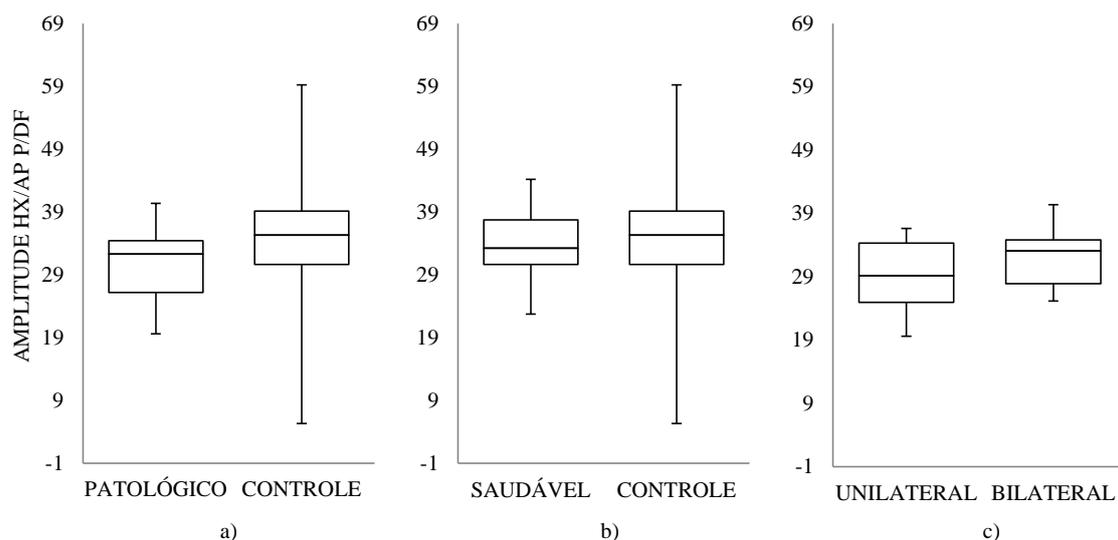


Figura 4.24: Comparação da amplitude angular (°) do hálux em relação ao ante pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3 referente a flexão plantar/flexão dorsal.

Em relação à Figura 4.25 verifica-se que que o grupo patológico apresenta menores amplitudes e ligeiramente mais rígido. Em relação ao PB, apresenta uma grande variabilidade de resultados, no entanto com amplitudes que se enquadram no PC.

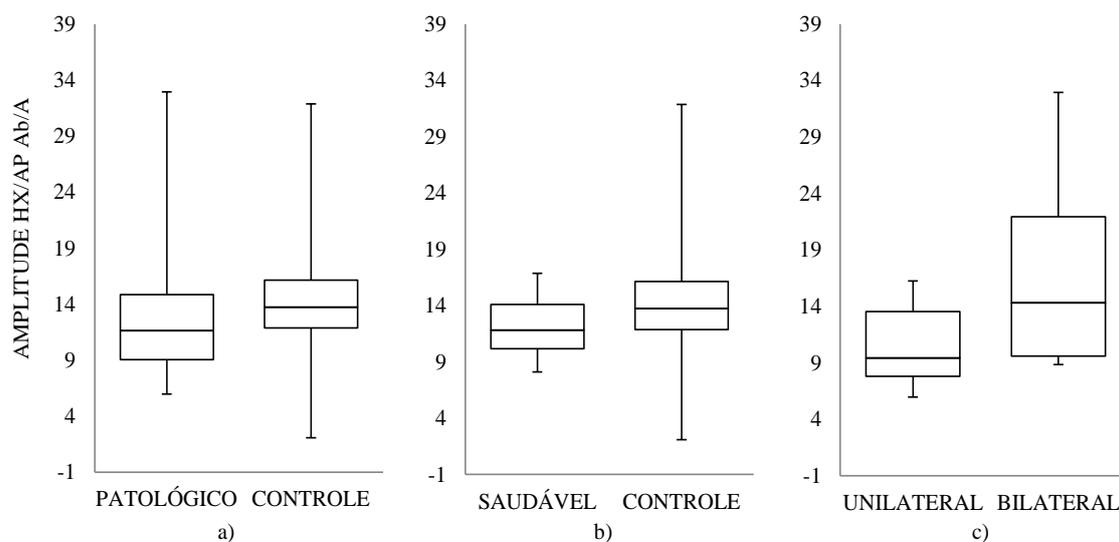


Figura 4.25: Comparação da amplitude angular ($^{\circ}$) do hálux em relação ao ante pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

A amplitude da rotação do hálux (Figura 4.26) é superior no PP, e no PU é ligeiramente superior, estes indivíduos tendem a ter um hálux mais liberto, possivelmente devido a pequenas cirurgias que podem acompanhar o tratamento do pé boto.

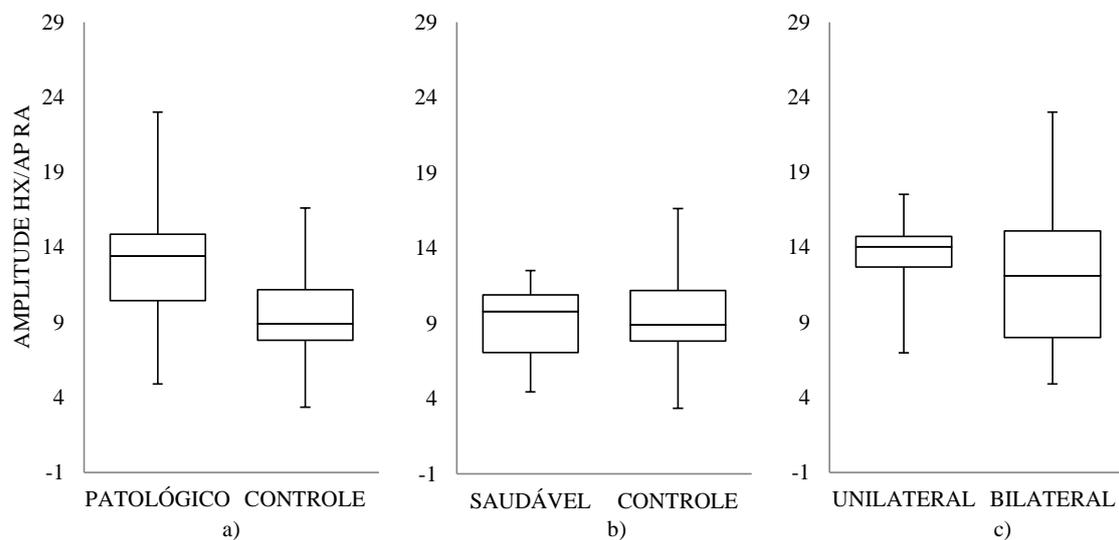


Figura 4.26: Comparação da amplitude angular ($^{\circ}$) do hálux em relação ao ante pé nas diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

A rotação axial do hálux em relação ao ante pé é muitas vezes alterada em crianças com pé boto, porque como foi referido pode ser necessário a libertação deste para facilitar o movimento, por isso, e de acordo com a Figura 4.27, pode-se averiguar a maior variação da amplitude da articulação, no caso do grupo PP (vermelho).

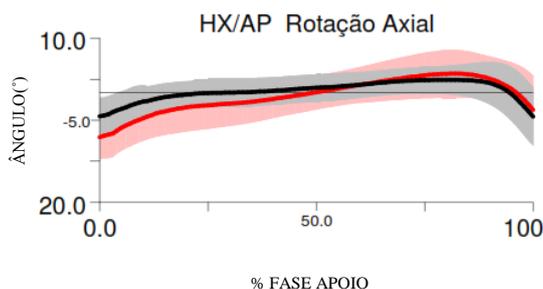


Figura 4.27: Comportamento da A1 durante a Fase de Apoio do hálux em relação ao ante pé.

Em termos conclusivos, verificou-se que existe uma maior instabilidade médio-lateral dos indivíduos do PP, devido à transferência de carga de um membro para o outro, demonstrado tanto nos resultados da FRS bem como nos ângulos referentes as rotações médio-laterais (Inversão/Eversão).

No caso dos PS verificou-se alguns aspetos que devem ser ainda mais aprofundados, de maneira a verificar se os resultados obtidos são devido a mecanismos de adaptação ou se existe alguma relação entre os dois membros quando um deles tem uma patologia. É certo que não existe literatura que confirme alguns dos resultados, pois no campo clínico, a preocupação centra-se no membro que tem a patologia, deixando de parte o outro membro por aparentar ser saudável. No entanto, neste estudo, os resultados levam à seguinte questão, “Será que o membro saudável condiciona o tratamento do membro intervencionado?”

Os resultados obtidos parecem indicar a existência de algum mecanismo de compensação/adaptação do membro saudável, nomeadamente em relação à inversão do retro pé em relação à tibia, não sendo no entanto conclusivos pois a amostra é bastante pequena.

Na análise dos resultados, existem alguns parâmetros que foram considerados estatisticamente significativos ($p < 0.05$). Na análise A1 o ângulo AP/RP, bem como o

ângulo TB/SL e RP/TB relativos a rotação interna/externa, e deste último em relação também à inversão/eversão, mostrando que este grupo apresenta grandes alterações em torno da tibia e o retro pé.

Na análise A2 verificaram-se alguns aspetos importantes no ângulo AP/RP em relação a todos os planos, sendo o mais significativo a flexão articular deste segmento. No ângulo RP/TB em termos de inversão/eversão, verificou-se que existe também alguma rotação médio-lateral que influencia os dados de maneira a torná-los em termos estatísticos, bastante significativos. Nesta análise A2 seria de esperar poucas diferenças quando comparados com o PC ao PS, no entanto verificou-se que existe realmente alguma diferença e ângulos mais elevados em torno do tornozelo, uma vez que são os ângulos formados pelo retro pé, que apresentam valores mais significativos com maiores desvios padrões e comportamentos mais distintos.

A análise A3 apresentou maior diferenças entre eles com alguns parâmetros estatisticamente significativos, nomeadamente como todos os ângulos relativos ao ângulo formado TB/SL. O ângulo referente ao HX/AP sobre a Abdução/Adução e a rotação axial, bem como em relação ao ângulo de flexão plantar/dorsal do AP/RP e do RP/TB. Este último também em relação à Inversão/Eversão é o que apresenta resultados com um grau de significância estatística mais elevado. Assim desta análise verificou-se que as maiores diferenças são relativas ao posicionamento da tibia.

De um modo geral, verificou-se que o grupo patológico tem maior rigidez na maioria dos movimentos pertencentes ao corpo do pé, inclusive na AP/RP e HX/AP. No entanto quando falamos dos movimentos relacionados com a tibia (TB/SL e RP/TB), o grupo patológico é menos rígido, existindo maior variabilidade e maiores amplitudes por parte deste grupo quando comparado como pés controlo, principalmente nos bilaterais. Esta observação também é constatada em relação ao pé saudável, apesar de ser ligeiramente mais suave do que os pés patológicos.

Já foi extensamente discutido na literatura que esta técnica cirúrgica para o tratamento do pé boto já deveria ter sido substituída há bastante tempo, em grande parte devido às consequências e mazelas permanentes nos pacientes desde essa altura, nomeadamente no que se refere a dotá-los de um pé muito rígido e muitas vezes doloroso nas atividades quotidianas. Assim sendo, a técnica de Ponseti foi muito bem aceite e adotada por muitos ortopedistas pediátricos, com intenção de minimizar estes efeitos e reduzir o

mais possível as cirurgias associadas nos pacientes. É importante referir que a complexidade do pé dificulta a avaliação e tratamento das crianças com uma taxa etária tão pequena e portanto um pé de pequenas dimensões.

4.3 Eletromiografia

Como já referido anteriormente, neste estudo realizou-se em simultâneo com a captura de movimento, o registo da atividade muscular referente a um conjunto de músculos selecionados previamente. Os gráficos seguintes ilustram os resultados obtidos e estão apresentados para cada um dos músculos de acordo com grupos de análise definidos.

Os próximos gráficos retratam as amplitudes musculares do Gastrocnémio Lateral (GL), Gastrocnémio Medial (GM), Perónio longo (PL), Tibial Anterior (TA), referentes aos principais movimentos exercidos pelos membros inferiores, principalmente nos movimentos do pé durante a FA, para os três grupos de estudo, músculo do Membro Patológicos (MP), músculo do Membro Saudável (MS), músculo do Membro patológico Unilateral (MU), músculo do Membro patológico Bilateral (MB) e músculo dos Membros Controlo (MC).

Na Figura 4.28 verificou-se que é o músculo referente ao membro saudável que apresenta maiores amplitudes, mas também maiores variabilidades, o que significa que os músculos do membro saudável adquirem maiores atuações, e por isso maiores amplitudes.

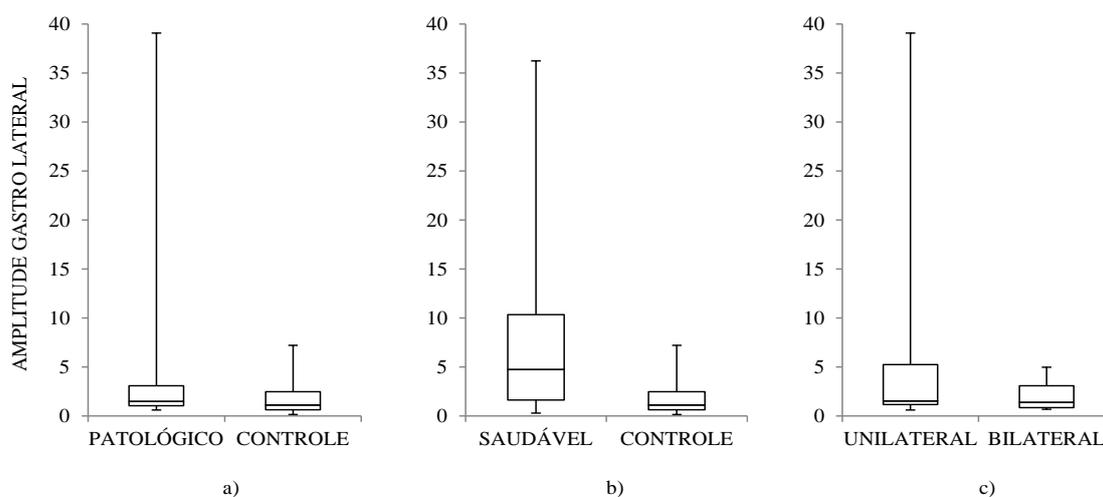


Figura 4.28: Amplitude muscular (% MVC) do gastrocnémio lateral das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

Em relação ao gastrocnémio medial, Figura 4.29, este encontra-se com menor amplitudes, no entanto são os MS que apresentam maiores amplitudes, mas também maiores erros. Os MB encontram-se muito rígidos, apresentando pequenas amplitudes, uma vez que os músculos desenvolvem-se de igual forma, sem ajuda do membro saudável.

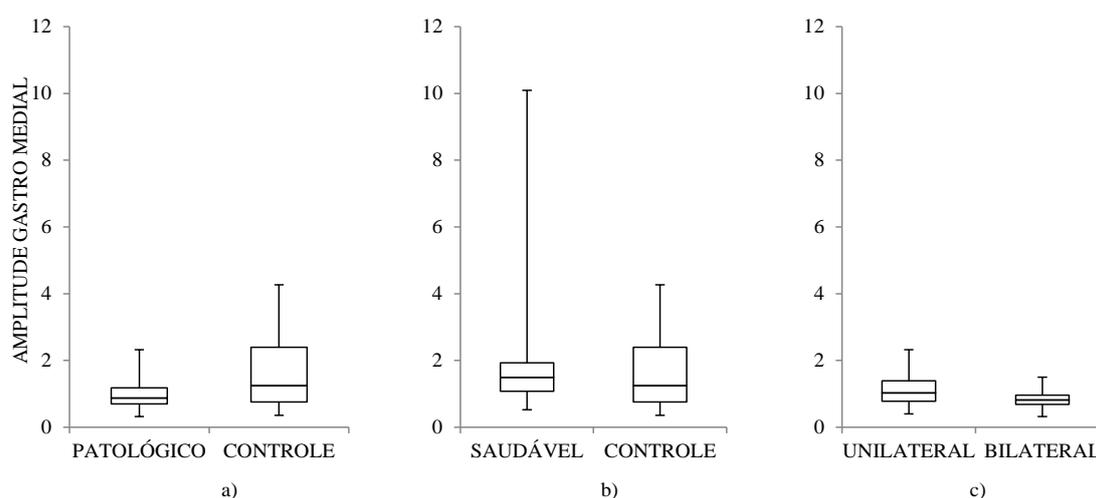


Figura 4.29: Amplitude muscular (% MVC) do gastrocnémio medial das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

As menores diferenças durante a fase de apoio (FA) verificam-se nos músculos PL e TA, tal como se pode verificar através da análise Figura 4.30 e Figura 4.31. No entanto o grupo patológico apresenta as maiores amplitudes nestes músculos, principalmente o MB que apresenta uma grande variabilidade e amplitude maiores. Mais um vez o MS também apresenta maiores amplitudes do que MC. Isto deve-se ao fato da maior afetação por parte dos músculos posteriores e por isso maior requisição dos músculos anteriores e laterais como é o caso do TA e PL.

O músculo PL é responsável pela eversão e flexão plantar, e uma vez que a amostra em estudo apresenta quase exclusivamente movimentos de inversão, a seguinte figura demonstra que o MC é que apresenta maiores erros, sendo os músculos do grupo de controlo, com características normais.

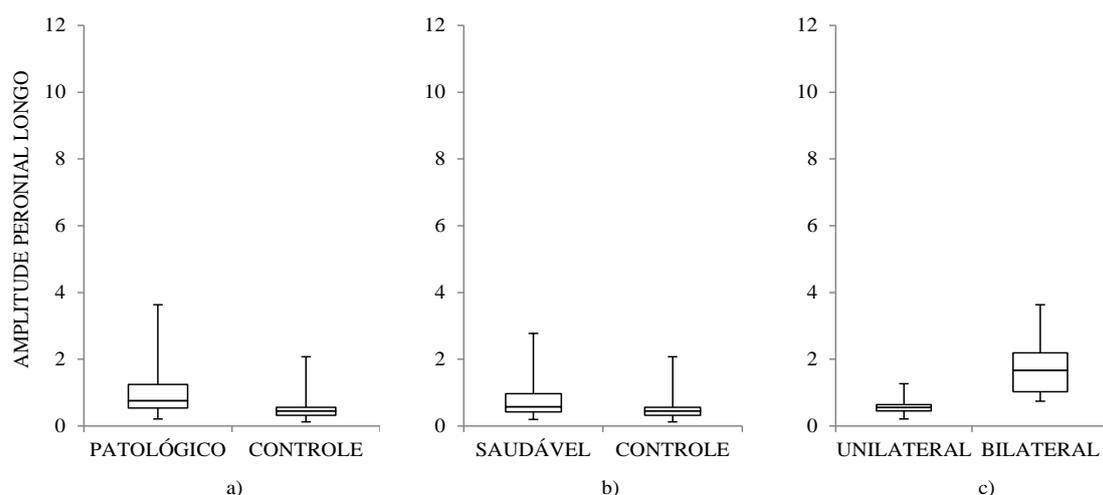


Figura 4.30: Amplitude muscular (%MVC) do peronial longo das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

O TA é um músculo bastante requisitado na marcha por parte do MB, devido ao facto deste grupo apresentar algum movimento de inversão, sendo este o músculo principal para este movimento, como foi referido anteriormente com as significativas amplitudes de inversão e flexão plantar. No entanto o movimento ao longo da FA é maior no músculo TA no caso MB porque provavelmente mais uma vez pode estar relacionado, com a amostra, uma vez que um dos indivíduos sofreu inserções de músculos posteriores, por isso as maiores amplitudes do TA.

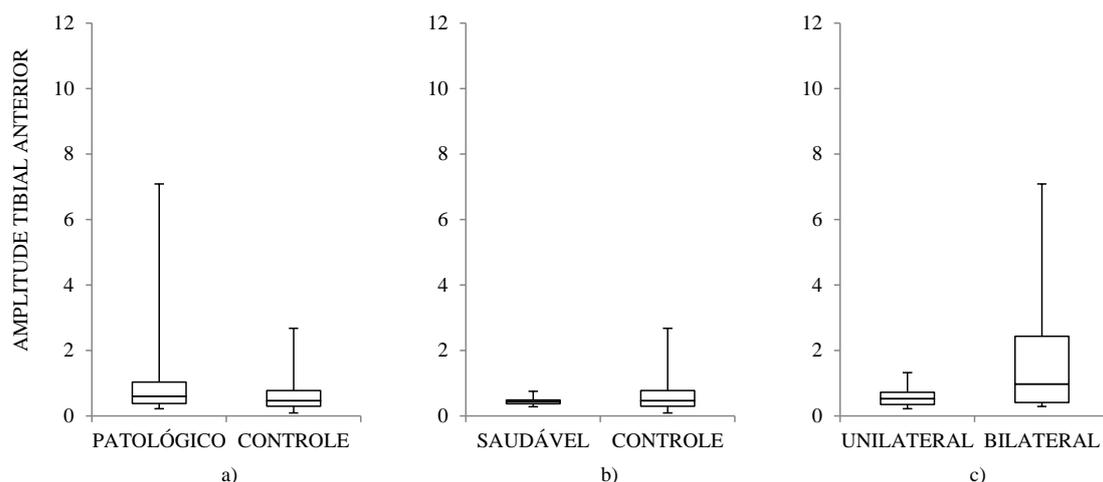


Figura 4.31: Amplitude muscular (%MVC) do tibial anterior das diferentes análises a) A1; b) A2; c) A3.

Em termos gerais verificou-se por parte de quase todos os gráficos das amplitudes musculares, um elevado desvio no valor máximo dos músculos. Este fato, pode ser explicado por se tratar de sensores de eletromiografia com sistema *wireless* (com mais artefactos associados), e pela baixa zona de contacto, pois no caso das crianças apresentam pequenos volumes musculares, e a curvatura acentuada da perna, poderá interferir na captação do sinal eletromiográfico.

Para além das amplitudes do sinal eletromiográfico, analisaram-se também os intervalos de tempo referentes à ativação de cada um dos músculos em estudo, de cada pessoa nos diferentes grupos durante a FA e cujos resultados estão apresentados nas figuras seguintes.

Na a) da Figura 4.32 observa-se o tempo de ativação do músculo gastrocnémio lateral (GL) do MU que se assemelha muito aos músculos do MC (barra tracejada) com tempos de ativação entre os 40 e 90% da FA. No entanto, na b) em relação ao MS, este encontra-se bastante irregular nos diferentes sujeitos quando comparado ao MC.

Quando se faz a comparação do PP com o PS para o gastrocnémio lateral (GL), verificou-se que os músculos do membro saudável apresentam uma maior variação de duração de ativação, mostrando que neste grupo os músculos estão mais instáveis, em movimentos médios laterais, como por exemplo as transferências de peso de um membro para o outro, como já foi referido nos resultados cinemáticos. Mais uma vez o individuo CF não apresenta barra de ativação nos gráficos saudáveis porque este foi submetido a métodos conservadores.

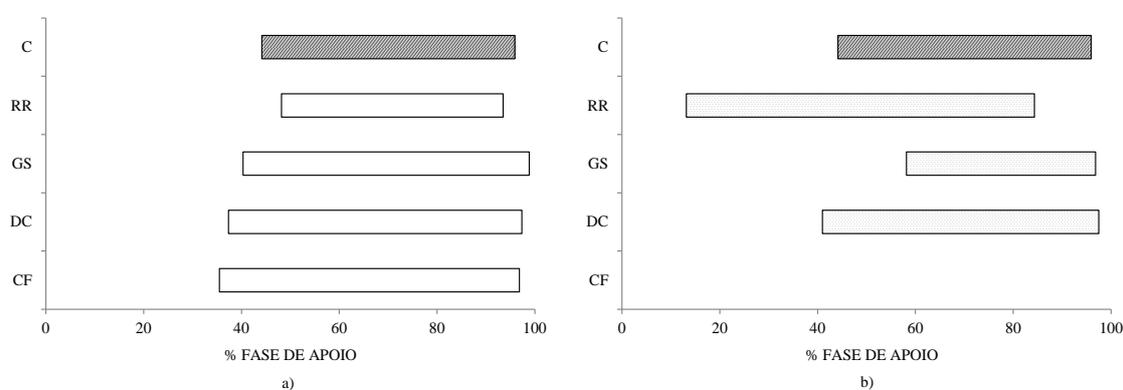


Figura 4.32: Ativação do músculo gastrocnémio lateral de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.

Os músculos gastrocnémios medial (Figura 4.33) são mais uma vez bastante instáveis em relação ao membro saudável, com um tempo de ativação um pouco diferente em relação ao grupo de controlo, onde a atuação do músculo é em ambos os casos mais antecipada. No gráfico a) os MP comportam-se de forma semelhante aos MC, e também com resultados parecidos com o GL.

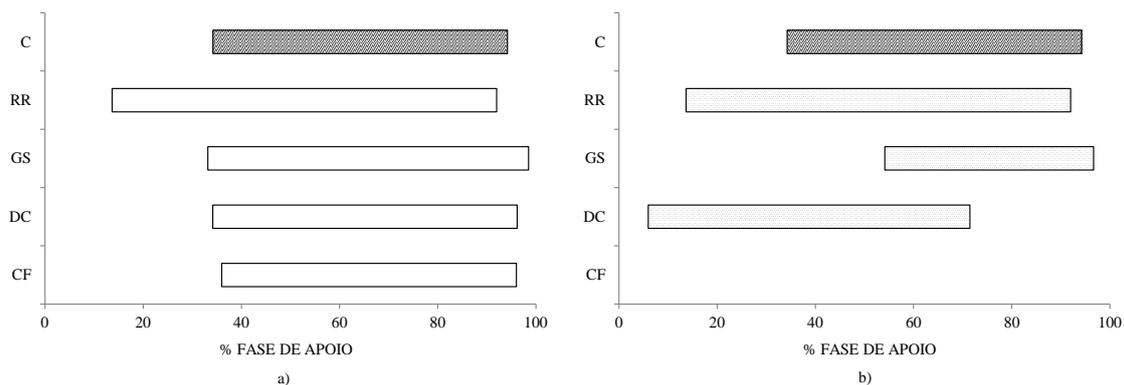


Figura 4.33: Ativação do músculo gastrocnémio medial de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.

Com a análise dos resultados dos gastrocnémios, verificou-se que o fato de os sujeitos terem a patologia no membro direito poderá existir algumas consequências diretas no tempo de ativação, pois de acordo com a amostra os indivíduos com patologia no membro direito requerem de mais tempo de atuação do membro saudável.

O PL ao contrário dos músculos gastrocnémios apresentam maiores irregularidades de tempo de ativação por parte dos MP, e também com maiores durações de ativação muscular, Figura 4.34.

O tibial anterior, Figura 4.35, é o que se assemelha mais ao grupo de controlo com um tempo de ativação de cerca de 30 % da fase inicial da FA e também é o que se mantém mais próximo entre indivíduos em termos de resultados. Ou seja apesar dos resultados das amplitudes demonstrar que maiores amplitudes do TA, estes mantêm os seus tempos de ativação.

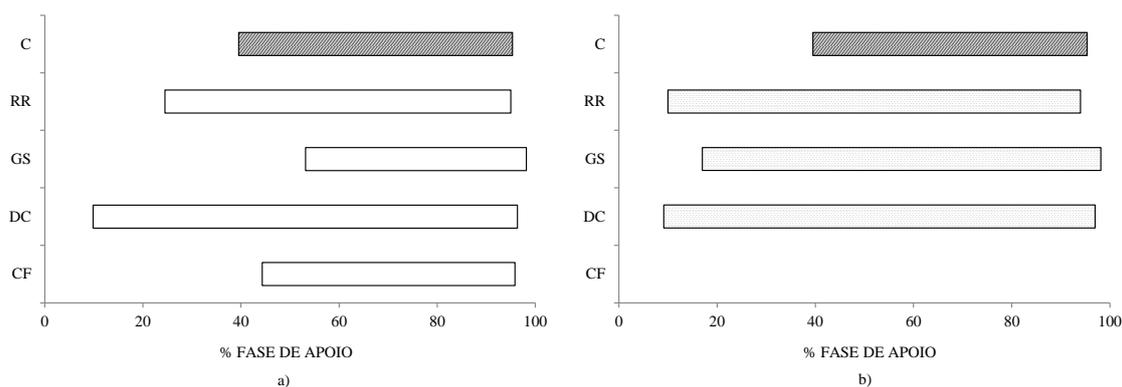


Figura 4.34: Ativação do músculo peroneal longo de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.

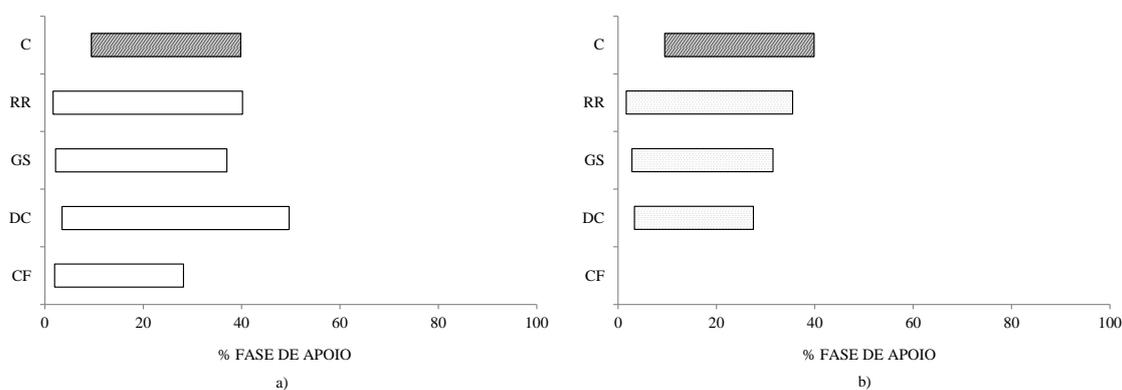


Figura 4.35: Ativação do músculo tibial anterior de todos os elementos do MU, durante a fase de apoio. a) Pé Patológico b) Pé Saudável.

No caso do grupo bilateral (Figura 4.36), optou-se por analisar ambos os membros, direito e esquerdo, pois observou-se alguns aspetos significativos que seriam encobertos se fizesse-se a análise anterior (média dos membros).

Em relação aos casos bilaterais verifica-se que este grupo tem algumas características próprias nomeadamente a maior duração da atividade muscular do PL. Este facto vem confirmar de certa forma o que já foi referido nas forças de reação no solo (FRS), pois sendo músculos estabilizadores da marcha, explica-se o comportamento da componente médio-lateral, aquando a transferência de peso entre os dois membros durante a FA.

Os resultados do TA no membro direito possivelmente estarão relacionados com o facto do excerto do músculo posterior, e por isso a maior atividade dos músculos anteriores.

Deste modo, podemos concluir que de facto os músculos do membro saudável têm um mecanismo de adaptação, com o intuito de estabilizar a marcha sem prejudicar os membros inferiores, o que consubstancia as observações anteriores relativamente aos restantes parâmetros de análise.

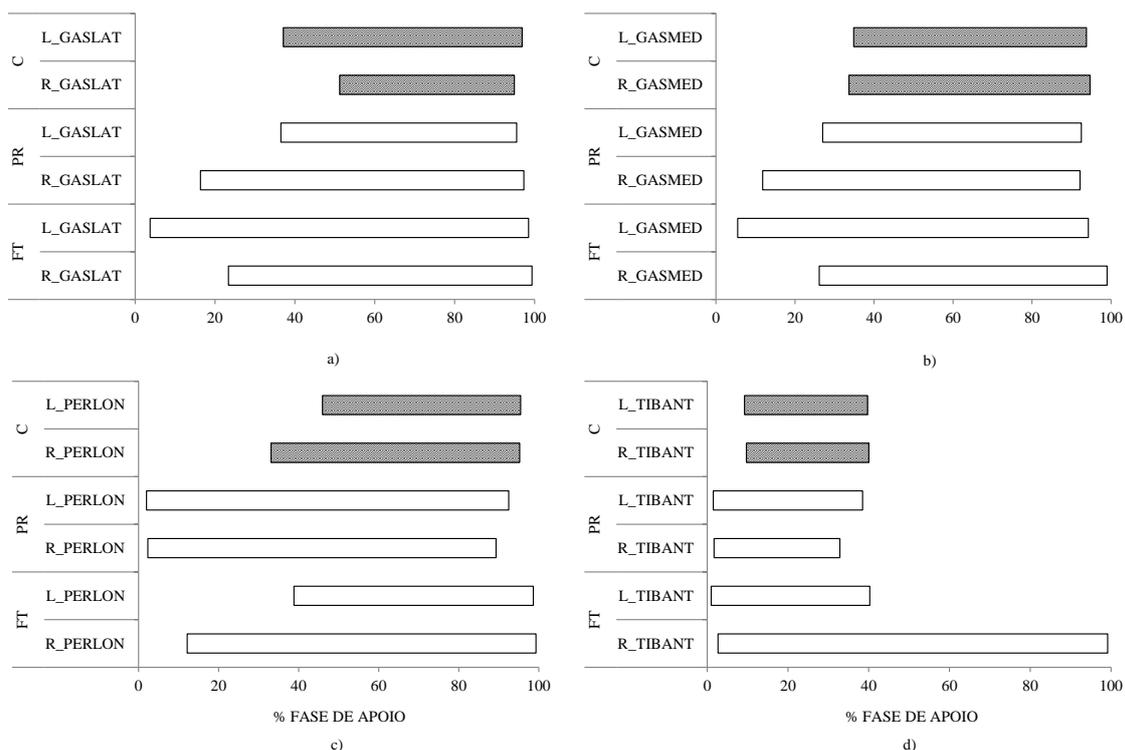


Figura 4.36: Ativação muscular dos diferentes músculos do grupo bilateral. a) Gastrocnémios Lateral; b) Gastrocnémios Medial; c) Peronial Longo; d) Tibial Anterior.

Seria de esperar que o MS tivesse maiores amplitudes e maior ativação muscular, uma vez que o outro membro está/esteve debilitado devido às operações. No entanto, isso não se verifica, pois os resultados mostram que o MP tende a comportar-se de forma muito particular, sendo que os músculos do MS adquirem alguns dos comportamentos verificados no MP, como os tempos de ativação maiores.

No caso do gráfico d) da Figura 4.36 observa-se uma grande diferença no músculo tibial anterior, mas que corresponde ao individuo que realizou uma implementação muscular posterior, pelo que poderá ter ocorrido uma complementação do movimento deste músculo.

Capítulo 5.

Conclusões

A biomecânica é uma área que está cada vez mais desenvolvida e é utilizada em vários conceitos principalmente na área clínica: na avaliação, tratamento e reabilitação das diferentes patologias, como é o caso do pé boto.

Neste trabalho, recorreu-se à análise de marcha através de captura de movimento, sistemas de plataformas de forças e de recolha eletromiográfica, para poder responder às questões formuladas correspondentes à caracterização, durante a fase de apoio, de pés patológicos quando comparados entre si (unilaterais e bilaterais) ou com pés saudáveis e/ou com pés de controlo.

Em relação à análise de marcha verificou-se que o grupo patológico tem maior rigidez na maioria dos movimentos pertencentes ao corpo do pé, inclusive antepé em relação ao retro pé e hálux em relação ao ante pé. No entanto quando se consideram os movimentos da tibia, o grupo patológico é menos rígido, existindo maior variabilidade e maiores amplitudes, principalmente nos pés bilaterais, quando comparado com os pés de controlo. O mesmo acontece para o pé saudável, apesar de ter um comportamento ligeiramente mais atenuado do que nos pés patológicos.

No que se refere à eletromiografia, verificou-se que os músculos do membro saudável apresentam uma maior variação na duração de ativação muscular, devido à instabilidade e auxílio na realização da atividade muscular por todos os músculos. Em relação aos casos bilaterais verifica-se que este grupo tem algumas características próprias nomeadamente a maior duração da atividade muscular do perónio longo, o que se confirmou pelo comportamento da componente médio-lateral da força de reação no solo, pois sendo músculos estabilizadores da marcha, estão responsáveis pela transferência de peso entre os dois membros durante a fase de apoio, logo necessitam de mais tempo para se equilibrarem.

Deste modo, as crianças com pé boto tendem a ter uma maior atividade muscular, maior rigidez da zona do pé e amplitudes angulares mais irregulares quando comparadas com um grupo de controlo. No entanto, são as crianças com pé boto bilateral que apresentam estas características mais evidenciadas, uma vez que têm uma maior instabilidade no contato inicial do calcanhar tendo a se aproximar mais do grupo de controlo ao longo da fase de apoio.

Em relação aos pés saudáveis (nos casos unilaterais), verificou-se que poderá existir uma consequência direta ou indireta no desenvolvimento da criança após o tratamento ao pé patológico, pois este membro que aparentemente seria saudável, talvez devido a fatores de adaptação, mostra-se com comportamentos semelhantes ao membro patológico, i.e., na eletromiografia, requerem maiores tempos de ativação dos principais músculos posteriores da perna, os gastrocnémios, e na análise de marcha, os pés saudáveis são aqueles que apresentam parâmetros de estudo mais irregulares, com amplitudes angulares anormais, com maiores erros e desvios padrões e por isso maiores diferenças estatisticamente significativas.

Um fator não inicialmente previsto, mas que se constatou ser relevante atendendo à diversidade do historial clínico do grupo patológico, é o facto da quantidade de cirurgias não ter sido aparentemente prejudicial ao desenvolvimento da marcha, pois comparando individualmente as crianças com mais cirurgias, verificou-se que apresentam uma marcha bastante semelhante ao grupo de controlo.

Durante este trabalho surgiram algumas dificuldades, nomeadamente o número da amostra conseguida ficar aquém do esperado (devido à desconfiança e disponibilidade dos pacientes) e na identificação dos segmentos ósseos de certos indivíduos da amostra, devido às cirurgias a que foram submetidos, dificultando a palpação e reconhecimento dos diferentes ossos do pé. Esta dificuldade foi ainda reforçada pelo facto de se tratar de crianças de uma faixa etária pequena e portanto com um pé de pequenas dimensões. Uma alternativa para ultrapassar esta dificuldade seria a visualização acompanhada por raio-X, onde se poderia ver ao pormenor a posição e local dos ossos.

Atendendo às dificuldades, questões e conhecimento que foram adquiridas ao longo deste trabalho, bem como no sentido de prosseguir e validar numa amostra mais alargada os estudos aqui apresentados são expostas de seguida algumas sugestões.

Uma abordagem para um estudo subsequente, seria utilizar a mesma metodologia, equipamentos e objetivos em crianças que foram tratadas com técnicas conservadoras, como seja o método de Ponseti, e comparar com este grupo patológico. O principal objetivo destes dois estudos seria o de concluir sobre as principais características do comportamento dos pés submetidos a tratamentos distintos, vantagens ou desvantagens desses dois tipos de tratamento.

Numa perspectiva de otimização das técnicas utilizadas, poder-se-á melhorar o modelo utilizado do pé multissegmentado, e a reprodução de um modelo próprio em Visual 3D, de modo avaliar todo o pé de acordo com a manipulação que é exercida nas crianças com pé boto.

Referências bibliográficas

Anand, A. and D. A. Sala (2008). "Clubfoot: etiology and treatment." Indian J Orthop **42**(1): 22-28.

Basmajian, J. V. and C. J. De Luca (1985). Muscles alive : their functions revealed by electromyography. Baltimore, Williams & Wilkins.

Bensahel, H., Z. Csukonyi, Y. Desgrippes and J. P. Chaumien (1987). "Surgery in residual clubfoot: one-stage medioposterior release "a la carte"." J Pediatr Orthop **7**(2): 145-148.

Brand, R. A. (2009). "Clubfoot: etiology and treatment Ignacio V. Ponseti, MD, 1914." Clin Orthop Relat Res **467**(5): 1121-1123.

C-Motion, I. Retrieved 20-03-2013, 2013, from www.c-motion.com.

Canale, S. T., W. C. Campbell and J. H. Beaty (2008). Campbell's Operative Orthopaedics, Mosby/Elsevier.

Carson, M. C., M. E. Harrington, N. Thompson, J. J. O'Connor and T. N. Theologis (2001). "Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis." J Biomech **34**(10): 1299-1307.

Carvalho Maranhão, D. and J. Batista Volpon (2011). "Pé torto congênito." Acta Ortopédica Brasileira **19**(3): 163-169.

Church, C., J. A. Coplan, D. Poljak, A. M. Thabet, D. Kowtharapu, N. Lennon, S. Marchesi, J. Henley, R. Starr, D. Mason, M. V. Belthur, J. E. Herzenberg and F. Miller (2012). "A comprehensive outcome comparison of surgical and Ponseti clubfoot treatments with reference to pediatric norms." J Child Orthop **6**(1): 51-59.

Cooke, S. J., B. Balain, C. C. Kerin and N. T. Kiely (2008). "Clubfoot." Current Orthopaedics **22**(2): 139-149.

De Luca, C. J. (1997). "The use of surface electromyography in biomechanics." Journal of applied biomechanics **13**(2): 135-163.

de Vries, G., K. Roy and V. Chester (2009). "Using three-dimensional gait data for foot/ankle orthopaedic surgery." The open orthopaedics journal **3**: 89-95.

DeLisa, J. A., U. S. V. H. A. Scientific and T. P. Section (1998). Gait Analysis in the Science of Rehabilitation, Department of Veterans Affairs, Veterans Health Administration, Rehabilitation Research and Development Service, Scientific and Technical Publications Section.

Dimeglio, A., H. Bensahel, P. Souchet, P. Mazeau and F. Bonnet (1995). "Classification of clubfoot." J Pediatr Orthop B **4**(2): 129-136.

Dobbs, M. B. and C. A. Gurnett (2009). "Update on clubfoot: etiology and treatment." Clin Orthop Relat Res **467**(5): 1146-1153.

El-Hawary, R., L. A. Karol, K. A. Jeans and B. S. Richards (2008). "Gait analysis of children treated for clubfoot with physical therapy or the Ponseti cast technique." J Bone Joint Surg Am **90**(7): 1508-1516.

Enderle, J. D. and J. D. Bronzino (2012). Introduction to biomedical engineering. Amsterdam ; Boston, Elsevier/Academic Press.

Ettl, V., S. Kirschner, R. Krauspe and P. Raab (2009). "Midterm results following revision surgery in clubfeet." Int Orthop **33**(2): 515-520.

Faulks, S. and B. S. Richards (2009). "Clubfoot treatment: Ponseti and French functional methods are equally effective." Clin Orthop Relat Res **467**(5): 1278-1282.

Flynn, J. M., M. Donohoe and W. G. Mackenzie (1998). "An independent assessment of two clubfoot-classification systems." J Pediatr Orthop **18**(3): 323-327.

Goonetilleke, R. S. (2013). The science of footwear. Boca Raton, Fla., Taylor & Francis.

Graf, A., S. Hassani, J. Krzak, J. Long, A. Caudill, A. Flanagan, D. Eastwood, K. N. Kuo, G. Harris and P. Smith (2010). "Long-term outcome evaluation in young adults following clubfoot surgical release." J Pediatr Orthop **30**(4): 379-385.

Graf, A., S. Hassani, J. Krzak, J. Long, A. Caudill, A. Flanagan, D. Eastwood, K. N. Kuo, G. Harris and P. Smith (2010). "Long-Term Outcome Evaluation in Young Adults Following Clubfoot Surgical Release." Journal of Pediatric Orthopaedics **30**(4): 379-385.

Gray, H. and W. H. Lewis (1918). Anatomy of the Human Body, Lea & Febiger.

Halaki, M. and K. Ginn (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?

Harris, G. F., P. A. Smith and R. M. Marks (2008). Foot and ankle motion analysis : clinical treatment and technology. Boca Raton, CRC Press.

Harrold, A. J. and C. J. Walker (1983). "Treatment and prognosis in congenital club foot." J Bone Joint Surg Br **65**(1): 8-11.

- Herman, I. P. (2007). Physics of the human body. Berlin ; New York, Springer.
- Honein, M. A., L. J. Paulozzi and C. A. Moore (2000). "Family history, maternal smoking, and clubfoot: an indication of a gene-environment interaction." Am J Epidemiol **152**(7): 658-665.
- Huston, R. L. (2009). Principles of biomechanics. Boca Raton, CRC Press.
- Ignacio Ponseti, S. P., Fred Dietz, Jose Morcuende, Vincent Mosca, John Herzenberg, Stuart Weinstein, Norgrove Penny, Michiel Steenbeek (2005). Pé torto: Tratamento pelo Método de Ponseti. L. Staheli, Global-HELP Organization.
- Ippolito, E., M. Dragoni, M. Antonicoli, P. Farsetti, G. Simonetti and S. Masala (2012). "An MRI volumetric study for leg muscles in congenital clubfoot." Journal of Children's Orthopaedics **6**(5): 433-438.
- Ippolito, E., F. Maio, F. Mancini, D. Bellini and A. Orefice (2009). "Leg muscle atrophy in idiopathic congenital clubfoot: is it primitive or acquired?" Journal of Children's Orthopaedics **3**(3): 171-178.
- Knudson, D. V. (2007). Fundamentals of biomechanics. New York, NY, Springer.
- Konrad, P. (2005). "The abc of emg." A practical introduction to kinesiological electromyography **1**.
- Krauspe, R., K. Weimann-Stahlschmidt and B. Westhoff (2011). "The Current State of Treatment for Clubfoot in Europe." European Instructional Lectures, Vol 11 **11**: 47-64.
- Lara, L. C. R., A. P. Luciano, M. A. Barros, N. Franco Filho and P. C. Feroldi (2007). "Avaliação funcional e radiográfica do pé torto congênito tratado cirurgicamente." Rev Bras Ortop **42**(7): 217-224.
- Lohan, I. (2011). Treatment Of Congenital Clubfoot Using The Ponseti Method. Workshop Manual. G.-H. Publication. China: 55 pages.
- Lovell, W. W., R. B. Winter, R. T. Morrissy and S. L. V. Weinstein (1996). Lovell and Winter's pediatric orthopaedics. Philadelphia, PA, Lippincott-Raven.
- Nordin, S., M. Aidura, S. Razak and W. Faisham (2002). "Controversies in congenital clubfoot : literature review." Malays J Med Sci **9**(1): 34-40.
- Parker, S. E., C. T. Mai, M. J. Strickland, R. S. Olney, R. Rickard, L. Marengo, Y. Wang, S. S. Hashmi, R. E. Meyer and N. B. D. P. Netw (2009). "Multistate Study of the Epidemiology of Clubfoot." Birth Defects Research Part a-Clinical and Molecular Teratology **85**(11): 897-904.
- Pereira, S., N. Alegrete and G. Costa (2014). Abordagem do Pé Boto: experiência de um hospital central na utilização do Método de Ponseti. 2º Congresso Nacional de Ortopedia Infantil. Lisboa.

- Perry, J. (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. Thorofare, New Jersey, SLACK Incorporated.
- Ponseti, I. V. (1992). "Treatment of congenital club foot." *J Bone Joint Surg Am* **74**(3): 448-454.
- Ponseti, I. V. (2002). "Relapsing clubfoot: causes, prevention, and treatment." *Iowa Orthop J* **22**: 55-56.
- Ponseti, I. V. and E. N. Smoley (1963). "Congenital club foot: the results of treatment." *The Journal of Bone and Joint Surgery* **45-A**: 261-275.
- Porter, R. W. (1995). "Clubfoot: congenital talipes equinovarus." *Journal of the Royal College of Surgeons of Edinburgh* **40**(1): 66-71.
- Richards, B. S., S. Faulks, K. E. Rathjen, L. A. Karol, C. E. Johnston and S. A. Jones (2008). "A comparison of two nonoperative methods of idiopathic clubfoot correction: the Ponseti method and the French functional (physiotherapy) method." *J Bone Joint Surg Am* **90**(11): 2313-2321.
- Sankar, W. N., S. A. Rethlefsen, J. Weiss and R. M. Kay (2009). "The recurrent clubfoot: can gait analysis help us make better preoperative decisions?" *Clin Orthop Relat Res* **467**(5): 1214-1222.
- Sawatzky, B. J., D. J. Sanderson, R. D. Beauchamp and A. R. Outerbridge (1994). "Ground reaction forces in gait in children with clubfeet — a preliminary study." *Gait & Posture* **2**(2): 123-127.
- Scarpa, A. (1994). "A memoir on the congenital club feet of children, and of the mode of correcting that deformity. 1818." *Clin Orthop Relat Res*(308): 4-7.
- Schenck, J. C. (1858). *Malformation called clubfoot*, Western Reserve University.
- Simons, G. W. (1994). *The Clubfoot : the present and a view of the future*. New York, Springer-Verlag.
- Sobotta, J. (2000). *Atlas de Anatomia Humana Sobotta*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- Staheli, L. (2009). *Clubfoot: Ponseti Management*, Global Help.
- Staheli, L. T. (1998). *Fundamentals of pediatric orthopedics*. Philadelphia, Lippincott-Raven.
- Vaughan, C. L., B. L. Davis and J. C. O'Connor (1992). *Dynamics of human gait*, Human Kinetics Publishers.

Wainwright, A. M., T. Auld, M. K. Benson and T. N. Theologis (2002). "The classification of congenital talipes equinovarus." J Bone Joint Surg Br **84**(7): 1020-1024.

Weinstein, R. T. M. a. S. L. (2006). Lovell and Winter's Pediatric Orthopaedics. Philadelphia Lippincott William & Wilkins.

Whittle, M. W. (2007). Gait Analysis: An Introduction. Philadelphia, Heidi Harrison.

Windisch, G., F. Anderhuber, V. Haldi-Brandle and G. U. Exner (2007). "Anatomical study for an update comprehension of clubfoot. Part I: Bones and joints." J Child Orthop **1**(1): 69-77.

Wynne-Davies, R. (1964). "Family studies and the cause of congenital club foot: Talipes Equinovarus, Talipes Calcaneo-valgus and Metatarsus Varus." The Journal of Bone and Joint Surgery **46 B**(3): 445-463.

Yadav, S. S. (1981). "Observations on operative management of neglected club-foot." Int Orthop **5**(3): 189-192.

Anexos

Anexo A

A. **Carta ética** – De acordo com todos os parâmetros legais, foi realizada o pedido à comissão de ética, de modo adquirir a autorização do acesso dos pacientes para a realização do estudo. Este foi aceito, e avaliado pela comissão de ética, dando início à recolha.

CES 54-13

*do CA
em nome do Dr. P.C.
16.4.2013*

AUTORIZADO

CONSELHO DE ADMINISTRAÇÃO @ REUNIÃO DE 29 ABR 2013
 Presidência do Conselho de Administração

AA
 (Prof. Doutor André Sá Rodrigues)

Direção Clínica	Enfermagem Clínica	Urgência Clínica	Legislação
<i>L</i>	<i>AA</i>	<i>—</i>	<i>—</i>
Ex. Magalhães Tenente	Dr. Aires Duarte Mendes	Dr. João Gomes	Dr. João Gomes

Exmo. Senhor
Presidente do Conselho de Administração do
Centro Hospitalar de S. João – EPE

Assunto: Pedido de autorização para realização de estudo/projecto de investigação

Nome do Investigador Principal: André Sá Rodrigues

Título do projecto de investigação:

Padrão de marcha em doentes tratados com pé boto

Pretendendo realizar no(s) Serviço(s) de Ortopedia e Traumatologia do Centro Hospitalar de S. João – EPE o estudo/projecto de investigação em epigrafe, solicito a V. Exa., na qualidade de Investigador/Promotor, autorização para a sua efectivação.

Para o efeito, anexa toda a documentação referida no dossier da Comissão de Ética do Centro Hospitalar de S. João respeitante a estudos/projectos de investigação, à qual endereçou pedido de apreciação e parecer.

Com os melhores cumprimentos.

Porto, 17 de Maio 2013

O INVESTIGADOR/PROMOTOR

AA

Comissão de Ética para a Saúde do Centro Hospitalar de S. João – EPE
 Modelo CES 01

Parecer da Comissão de Ética para a Saúde do
Centro Hospitalar de São João / Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Titulo do Projecto: Estudo da marcha em doentes submetidos a tratamento cirúrgico do pé boto

Nome do Investigador Principal: Dr. André Sá Rodrigues

Serviço onde decorrerá o Estudo: Serviço de Ortopedia. Dispõe da autorização do Dr. Rui Pinto.

Objectivo do Estudo:

Este estudo pretende analisar o padrão de marcha de crianças/adolescentes, com historial clínico de Pé Boto, e crianças/adolescentes sem qualquer patologia deste tipo, para apurar as diferenças.

Este trabalho desenvolve-se no âmbito de uma tese de Mestrado em Tecnologia Biomédica do Instituto Politécnico de Bragança, da Mestranda Andreia Flores e de uma investigação do Serviço de Ortopedia do Centro Hospitalar de São João, conduzida pelo investigador principal. Tem como orientadores Paulo Piloto (Instituto Politécnico de Bragança), Nuno Alegrete (FMUP) e Arcelina Marques (Instituto Politécnico do Porto).

Concepção e Pertinência do estudo:

Pretende-se obter dados do movimento de marcha dos intervenientes, que resulta da análise de 2 passadas, de acordo com as quatro plataformas de força existentes, bem como a vídeo-captura desse movimento, através de 12 câmaras, sincronizadas com as quatro plataformas de forças existentes, e respectivo software de aquisição e análise (Sistema Qualisys). Serão utilizados eléctrodos, colocados nos principais músculos intervenientes (músculo tibial-anterior, tibial-posterior, sóleo e gastrocnémio) e marcadores circulares reflectores na anca, coxa, perna e pé. Com os dados obtidos serão analisadas as características cinemáticas e dinâmicas, e comparadas com o padrão normal de marcha, correspondente à mesma faixa etária. Os participantes a convidar para este estudo (100 indivíduos) serão escolhidos num grupo de sujeitos com historial clínico de pé boto, com idade entre os 10 e os 18 anos, e o mesmo número para um grupo de controlo, sem qualquer patologia deste tipo. O estudo desenrola-se nas instalações do Laboratório de Biomecânica do Porto.

Benefício/risco:

Não tem riscos associados. Será simplesmente solicitado aos intervenientes que realizem um movimento de marcha ao seu ritmo natural em superfície plana e descalços.

Identificação de eventuais défices a nível da marcha de doentes com Pé Boto previamente tratados, com repercussões clínicas no futuro.

O principal incómodo é a deslocação ao Laboratório de Biomecânica do Porto, na FADEUP, e o tempo dispendido (cerca de 2h), numa sessão única.

Confidencialidade dos dados:

Todos os dados recolhidos serão anonimizados, bem como na sua divulgação.

Respeito pela liberdade e autonomia do sujeito de ensaio:

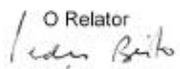
A participação é voluntária, sendo disponibilizado tempo para reflectir sobre esta possibilidade. Dispõe de informação ao participante adaptada para os dois grupos, e modelos de declaração de consentimento.

Curriculum do investigador: Adequado à investigação.

Data previsível da conclusão do estudo: Julho de 2013

Conclusão: Proponho um parecer favorável à realização deste projecto de investigação.

Porto, 13 de Março de 2013

O Relator

Doctor Pedro Brito

CES

COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE

7. SEGURO

a. Este estudo/projecto de investigação prevê intervenção clínica que implique a existência de um seguro para os participantes?

SIM (Se sim, junto, por favor, cópia da Apólice de Seguro respectiva)

NÃO

NÃO APLICÁVEL

8. TERMO DE RESPONSABILIDADE

Eu, António Filipe Viana Sá Alves

abaixo-assinado, na qualidade de Investigador Principal, declaro por minha honra que as informações prestadas neste questionário são verdadeiras. Mais declaro que, durante o estudo, serão respeitadas as recomendações constantes da Declaração de Helsínquia (com as emendas de Tóquio 1975, Veneza 1983, Hong-Kong 1989, Somerset West 1996 e Edimburgo 2000) e da Organização Mundial da Saúde, no que se refere à experimentação que envolve seres humanos. Aceito, também, a recomendação da CES de que o recrutamento para este estudo se fará junto de doentes que não tenham participado em outro estudo no decurso do actual internamento ou da mesma consulta.

Porto, 17 de fevereiro de 2013

A Comissão de Ética para a Saúde tendo aprovado o parecer do Relator, aguarda que o Investigador/Promotor esclareça as questões nele enunciadas para que possa emitir parecer definitivo.

O Investigador Principal

PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE DO CENTRO HOSPITALAR DE S. JOÃO

emitido na reunião plenária da CES de

Considerando que foram feitas retificações e esclarecimentos e alterações efectuadas pelo investigador

A Comissão de Ética para a Saúde APROVA por unanimidade o parecer do Relator, pelo que nada tem a opor à realização deste projecto de investigação.

João Filipe Viana Sá Alves
2013-03-14

Anexo B

B. **Questionário** – Foi realizado um questionário de modo a compreender o historial clínico de cada paciente e obter informações que poderiam ser revelantes no estudo.




Questionário Informativo

1 - Dados Pessoais
 Nome: _____ Sexo: M () F ()
 Data de nascimento: ____ / ____ / ____ Idade: _____

2 - Dados Antropométricos
 Peso: ____ (Kg) Estatura: ____ (m) IMC: ____ (peso/altura²)
 Nº Calçado: ____ Palmilha (Cor/Nº): _____

3 - Dados Relacionados à Patologia
 Data da cirurgia: ____ (ano) ____ (mês)
 Tipo de patologia: _____
 Membro inferior afectado: D () E ()

4 – Dados pós- cirurgia
 Limitações de AVD's (Actividades da Vida Diária):

Vestir- se	Sim ()	Não ()
Fazer a higiene pessoal	Sim ()	Não ()
Caminhar	Sim ()	Não ()
Subir/Descer Escadas	Sim ()	Não ()

Escala visual da dor:

Nenhuma dor	<input type="checkbox"/>
Dor leve	<input type="checkbox"/>
Dor moderada	<input type="checkbox"/>
Dor forte	<input type="checkbox"/>
Dor insuportável	<input type="checkbox"/>

Patologias associadas: _____

Outros

Fracturas de membros inferiores	Sim ()	Não ()
Prática desportiva	Sim ()	Não ()

Qual: _____

Outras complicações: _____

Anexo C

C. **Caracterização da amostra** – As tabelas 1 e 2 demonstram uma caracterização mais detalhada da amostra do presente estudo.

Tabela C.1 – Informações gerais do grupo de controlo

Controlo	Data de nasc.	Idade	Peso	Altura	IMC
RB	03-01-1997	16	72	1,725	24,2
GB	08-08-2002	10	30,7	1,425	15,12
DA	16-09-1999	13	41	1,52	17,75
DG	20-07-1999	13	43,3	1,51	18,99
FS	03-06-1999	13	75,8	1,72	25,62
PA	12-05-2000	12	58,7	1,645	21,69
PS	17-10-1999	13	42,3	1,55	17,61
BR	18-05-1999	13	70,6	1,69	24,72
MN	16-05-2000	12	45,2	1,57	18,34
AO	24-02-1998	15	79,6	1,79	24,84

Tabela C.2 – Informações gerais do grupo patológico

Pacientes	Data de nasc.	Idade	Peso	Altura	IMC	D	E	Data de recolha
CF	24-03-2001	12	48,1	1,55	20,02	x		26-04-2013
GS	23-07-2001	11	56,8	1,56	23,34		x	14-05-2013
DC	28-07-2002	10	27,5	1,34	15,32	x		16-05-2013
RR	14-08-2001	11	33,7	1,35	18,49	x		24-05-2013
PR	30-01-2001	12	43,3	1,45	20,59	x	x	12-06-2013
FT	26-09-1999	13	41,8	1,485	18,95	x	x	03-07-2013

Anexo D

D. Normalização do sinal eletromiográfico – De seguida será apresentado o código adaptado do fabricante Visual 3D, com as alterações de acordo com a necessidade do estudo.

○ Atribuição de cada ficheiro ao correspondente MVC

```
!Assign Tags to MVC_A file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_L_GasLat.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_L_GasLat
;
```

```
!Assign Tags to MVC_B file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_L_GasMed.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_L_GasMed
;
```

```
!Assign Tags to MVC_C file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_L_PerLon.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_L_PerLon
;
```

```
!Assign Tags to MVC_C file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_L_TibAnt.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_L_TibAnt
;
```

```
!Assign Tags to MVC_C file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_R_GasLat.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_R_GasLat
;
```

```
!Assign Tags to MVC_C file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_R_GasMed.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_R_GasMed
;
```

```
!Assign Tags to MVC_C file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_R_PerLon.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_R_PerLon
;
```

```
!Assign Tags to MVC_C file
Assign_Tags_To_File
/MOTION_FILE_NAMES=*MVC_R_TibAnt.C3D
!/QUERY=
/TAGS=MVC_R_TibAnt
;
```

```
Set_Pipeline_Parameter
/PARAMETER_NAME=EMG_SIGNALS
/PARAMETER_VALUE=L_GasLat+L_GasMed+L_PerLon+L_TibAnt+R_GasLat+R_GasMed+R_PerLon+R_Tib
Ant
;
```

- Aplicação dos filtros

```
!-----
! Apply a band pass filter - highpass and lowpass filter
!-----
```

```
! Select active file ALL_FILES
Select_Active_File
/FILE_NAME=ALL_FILES
!/QUERY=
;
```

```
! Apply highpass filter with 50 Hz cutoff
Highpass_Filter
/Signal_Types=ANALOG
/Signal_Names=:EMG_SIGNALS
/Signal_Folder=ORIGINAL
!/Result_Suffix=
!/Result_Folder=PROCESSED
!/Filter_Class=BUTTERWORTH
/Frequency_Cutoff=20
/Num_Reflected= 0
/Total_Buffer_Size=100
/Num_Bidirectional_Passes=1
;
```

- Criação do envelope

```
!-----
! Apply a moving RMS with a 100ms window
!-----
```

```
Moving_RMS
/SIGNAL_TYPES=ANALOG
/SIGNAL_NAMES=:EMG_SIGNALS
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
!/RESULT_SUFFIX=
/RESULT_FOLDER=RMS
/NUM_WINDOW_FRAMES=1+0.1*PARAMETER::ANALOG::RATE
;
```

- Criação do fator de normalização

```
!-----
! There are often artifacts in the EMG signal related to filtering, so we want to ignore the first
! and last 50 frames of data (at POINT rate) when we create the normalization (scale) factors
!-----
```

```
Event_Explicit
/EVENT_NAME=START
/FRAME=50
!/TIME=
;
```

```
Event_Explicit
/EVENT_NAME=END
/FRAME=400
!/TIME=
```

```
;  
  
!-----  
! Set Pipeline parameters for START and END events  
!-----  
  
Set_Pipeline_Parameter  
/PARAMETER_NAME=START_AT_EVENT  
/PARAMETER_VALUE=START  
;  
  
Set_Pipeline_Parameter  
/PARAMETER_NAME=END_AT_EVENT  
/PARAMETER_VALUE=END  
;  
  
!-----  
! Loop to calculate scale to normalize EMG signals  
!-----  
For_Each  
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX  
/ITEMS=L_GasLat+L_GasMed+L_PerLon+L_TibAnt+R_GasLat+R_GasMed+R_PerLon+R_TibAnt  
;  
  
! Select active file MVC file  
Select_Active_File  
/FILE_NAME=MVC_&::INDEX  
!/QUERY=  
;  
  
! Create an event at the maximum value  
Event_Global_Maximum  
/SIGNAL_TYPES=ANALOG  
/SIGNAL_NAMES=&::INDEX  
/SIGNAL_FOLDER=RMS  
/EVENT_NAME=&::INDEX&_MAX  
/SELECT_X=TRUE  
!/SELECT_Y=FALSE  
!/SELECT_Z=FALSE  
/START_AT_EVENT=::START_AT_EVENT  
/END_AT_EVENT=::END_AT_EVENT  
;  
  
! Create an event MEAN_START 15 frames prior to the max event  
Event_Copy  
/EVENT_NAME=&::INDEX&_MAX  
!/EVENT_INSTANCE=0  
!/START_AT_EVENT=  
!/END_AT_EVENT=  
/NEW_EVENT_NAME=MEAN_START  
/FRAME_OFFSET=-15  
;  
  
! Create an event MEAN_END 15 frames prior to the max event  
Event_Copy  
/EVENT_NAME=&::INDEX&_MAX  
!/EVENT_INSTANCE=0  
!/START_AT_EVENT=  
!/END_AT_EVENT=  
/NEW_EVENT_NAME=MEAN_END  
/FRAME_OFFSET=15  
;  
;
```

Anexo D

```
! Calculate global mean of EMG signal between MEAN_START and MEAN_END
Metric_Mean
/RESULT_METRIC_NAME=&::INDEX&_SCALE
!/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/RESULT_METRIC_FOLDER=EMG_NORM
/SIGNAL_TYPES=ANALOG
/SIGNAL_NAMES=&::INDEX
/SIGNAL_FOLDER=RMS
/SIGNAL_COMPONENTS=0
/EVENT_SEQUENCE=MEAN_START+MEAN_END
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=TRUE
!/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX
;

! Select active file MOVEMENT files
Select_Active_File
/FILE_NAME=movement
!/QUERY=
;

!-----
! Divide by the EMG Normalization Scale Factor
!-----
For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX
/ITEMS=L_GasLat+L_GasMed+L_PerLon+L_TibAnt+R_GasLat+R_GasMed+R_PerLon+R_TibAnt
;

Evaluate_Expression
/EXPRESSION=ANALOG::RMS::&::INDEX&/&GLOBAL::METRIC::EMG_NORM::&::INDEX&_SCALE_ME
AN
/RESULT_NAME=&::INDEX
/RESULT_TYPE=ANALOG
/RESULT_FOLDER=RESULT2
;

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX
;
```

Anexo E

E. Análise Final - Relatórios finais de análise de marcha de acordo com os resultados do Visual 3D.

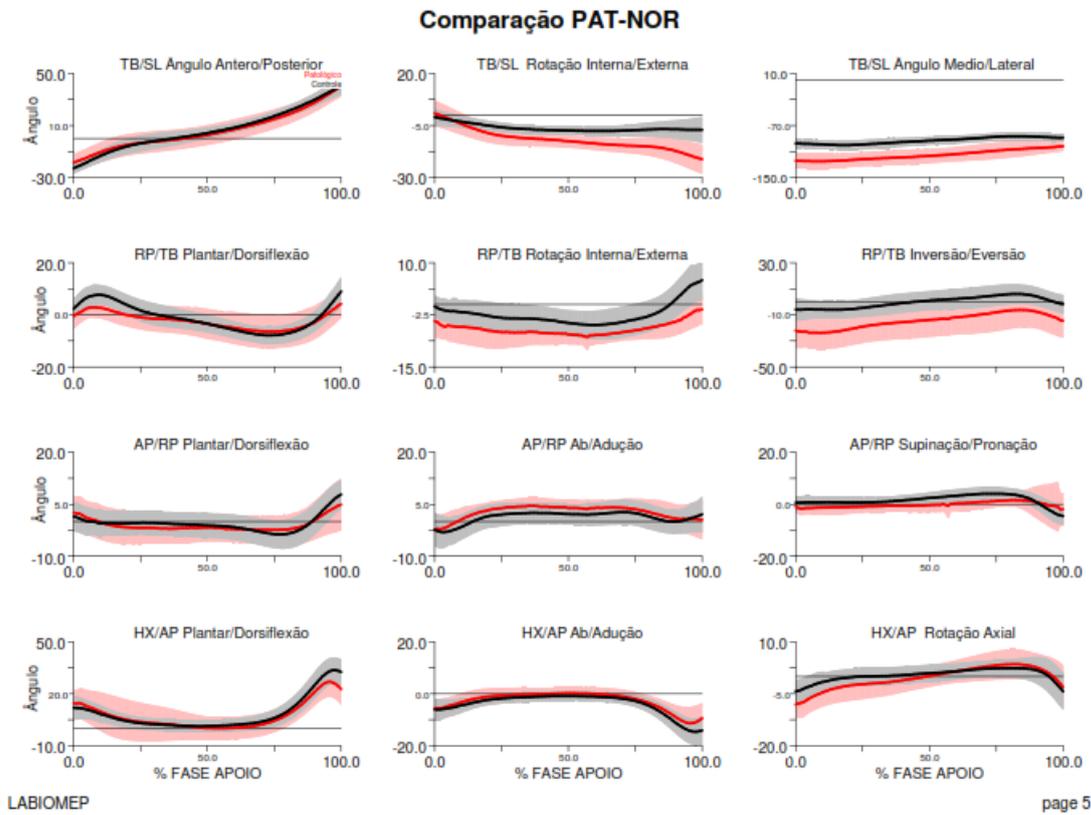


Figura E.1 – Comparação do Grupo 1 – PP (vermelho) vs. PC (preto) de acordo com todos os parâmetros analisados.

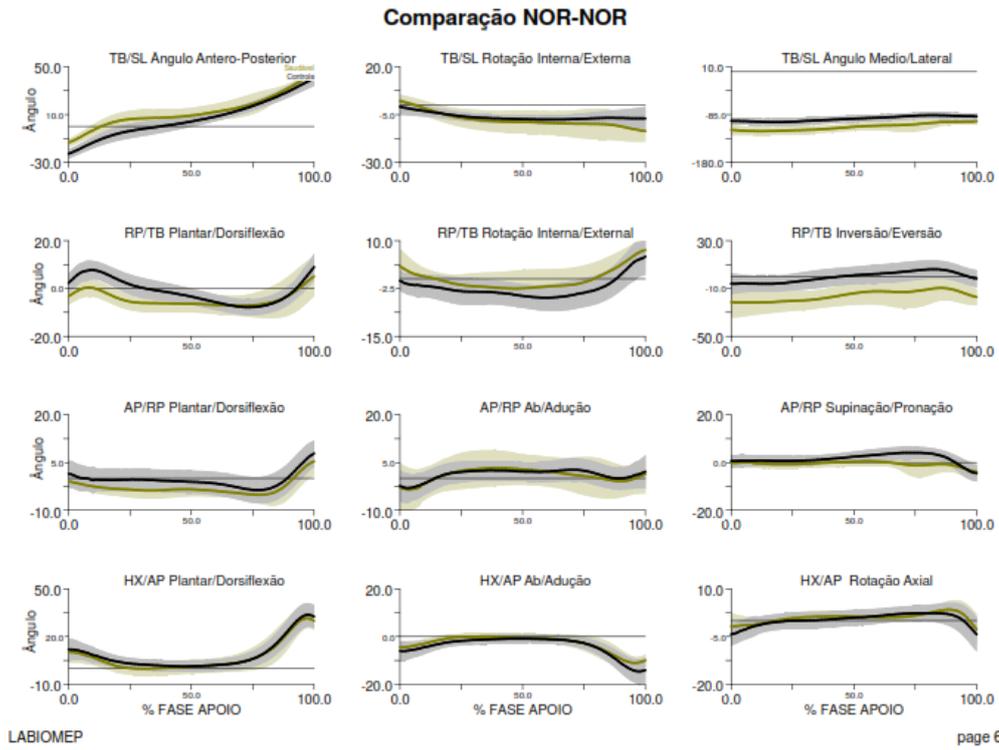


Figura E.2 – Comparação do Grupo 2- PS (amarelo) vs. PC (preto) de acordo com todos os parâmetros analisados.

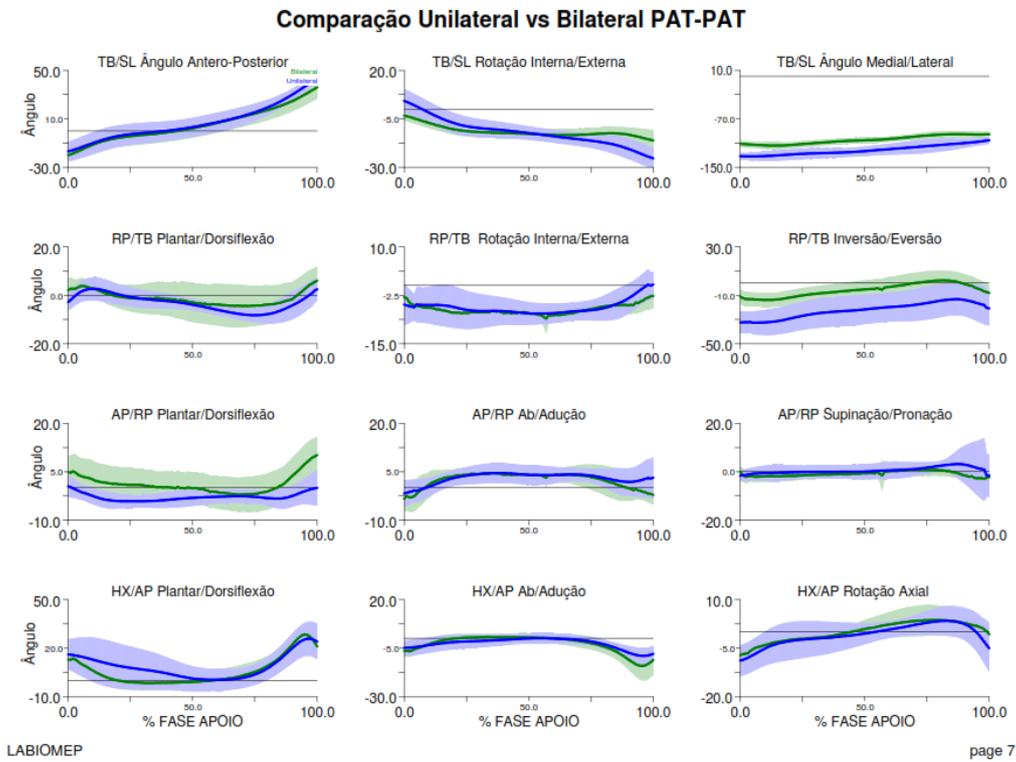


Figura E.3 - Comparação do Grupo 3 – PU (azul) vs. PB (verde) de acordo com todos os parâmetros analisado.

