

Instituto Politécnico de Saúde – Norte
Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa

Hállux Limitus Funcional em atletas de Futebol: Análise Biomecânica

Trabalho apresentado ao Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto do Instituto Politécnico de Saúde – Norte – Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, para obtenção do grau de Mestre, sob orientação de José Carlos Noronha (PhD) e Co-orientação de Janete Leiras (MSc)

Por

Tiago Miguel Pereira Cardoso

Gandra

Dezembro, 2013

Ficha de catalogação

Cardoso, T. M. (2013)

Hállux Limitus Funcional em jogadores de futebol: Análise Biomecânica

Tese de Mestrado apresentada ao Departamento de Podologia da Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa do Instituto Politécnico de Saúde do Norte

Gandra: 146p

Orientador: Professor Doutor José Carlos Noronha

Co-orientador: Mestre Janete Filipa Dias Leiras

1. HÁLLUX; 2. HÁLLUX LIMITUS FUNCIONAL; 3. FUTEBOL;
4. ANÁLISE BIOMECÂNICA; 5. MOBILIZAÇÃO DA SUBASTRAGALINA

Dedicatória

Aos meus pais.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Professor Doutor José Carlos Noronha, pela atenção que sempre me dispensou e pelos conhecimentos que, generosamente partilhou e que muito contribuíram para o enriquecimento do meu trabalho.

À minha Co-Orientadora, Mestre Janete Leiras, pela enorme ajuda, disponibilidade e bons conselhos que muito contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus pais, pelo apoio incondicional e por tudo o que significam para mim.

Aos meus amigos e colegas pela motivação e pela boa disposição nos momentos mais difíceis.

Às minhas colegas de mestrado, Mestre Patrícia Gomes e Mestre Marta América por toda a ajuda e colaboração.

Epigrafe

*"A coisa mais indispensável a um homem é reconhecer o uso que deve fazer
do seu próprio conhecimento."*

Platão

Índice

DEDICATÓRIA	III	
AGRADECIMENTOS	V	
EPIGRAFE	VII	
ÍNDICE DE FIGURAS	XIII	
ÍNDICE DE TABELAS	XVII	
ÍNDICE DE ANEXOS	XIX	
LISTAS	XXI	
ABREVIATURAS	XXI	
SÍMBOLOS.....	XXI	
RESUMO	XXIII	
ABSTRACT	XXV	
INTRODUÇÃO	1	
1	REVISÃO DE LITERATURA	3
1.1	O PÉ NO FUTEBOL.....	3
1.2	FÓRMULA DIGITAL.....	4
1.3	FÓRMULA METATÁRSICA	4
1.4	TIPO DE PÉ	5
1.4.1	<i>Pé normal</i>	5
1.4.2	<i>Pé plano</i>	6
1.4.3	<i>Pé cavo</i>	7
1.5	DESVIO DO CALCANHAR EM CARGA	9
1.6	ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ.....	11
1.7	PARALELISMO ANTEPÉ/RETROPÉ.....	12
1.8	ARTICULAÇÃO SUBASTRAGALINA	15
1.9	TEORIA DA FACILITAÇÃO NO PLANO SAGITAL	17
1.10	MECANISMO DE WINDLASS.....	19
1.11	“NAVICULAR DROP” E “NAVICULAR DRIFT”	22
1.12	BIOMECÂNICA DO PRIMEIRO RAI0	24

1.12.1	<i>Posição do primeiro raio</i>	25
1.12.2	<i>Mobilidade do primeiro raio</i>	26
1.12.3	<i>Primeira articulação metatársicofalângica</i>	27
1.13	TESTE DE JACK	29
1.14	LUNGE TESTE	30
1.15	CICLO DA MARCHA	32
1.16	DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR	35
1.17	ENTORSES DO TORNOZELO	37
1.18	HÁLLUX LIMITUS E HÁLLUX RIGIDUS	39
1.18.1	<i>Tratamento</i>	41
1.19	HÁLLUX LIMITUS FUNCIONAL	43
1.20	TRATAMENTO	45
2	OBJETIVOS E HIPÓTESES	49
3	METODOLOGIA	53
3.1	ÉTICA DE UMA INVESTIGAÇÃO	53
3.2	DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO	54
3.3	TIPO DE ESTUDO	54
3.4	MEIO	55
3.5	POPULAÇÃO E AMOSTRA	55
3.5.1	<i>Critérios de inclusão</i>	56
3.5.2	<i>Critérios de exclusão</i>	56
3.6	MATERIAIS E MÉTODOS	56
3.7	PROCEDIMENTOS	60
3.7.1	<i>Procedimentos estatísticos</i>	65
4	RESULTADOS	67
4.1.1	<i>Caracterização da amostra</i>	67
4.1.2	<i>Análise Descritiva</i>	67
4.1.3	<i>Análise Correlacional</i>	88
5	DISCUSSÃO	123
5.1	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS ENTRE ATLETAS COM E SEM HLF	123
5.2	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS ENTRE ATLETAS COM HLF	131
6	CONCLUSÃO	135

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 139

ANEXOS 147

Índice de Figuras

FIGURA 1 - MORFOLOGIA DIGITAL.....	4
FIGURA 2 - MORFOLOGIA METATÁRSICA	5
FIGURA 3 - TIPOS DE PÉ PLANO	7
FIGURA 4 – TIPOS DE PÉ PLANO.....	8
FIGURA 5 – CLASSIFICAÇÃO DO DESVIO DO CALCANHAR EM CARGA	10
FIGURA 6 – ORIENTAÇÃO DO EIXO DA ARTICULAÇÃO SAG	16
FIGURA 7 – OS TRÊS ROCKERS DO PÉ DURANTE A MARCHA: A) 1º ROCKER; B) 2º ROCKER E C) 3º ROCKER.....	18
FIGURA 8 – MECANISMO DE WINDLASS: FIGURA MOSTRANDO COMO A FLEXÃO DORSAL DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF AUMENTA A ALTURA DO ARCO LONGITUDINAL INTERNO DE Y(A) PARA Y'(B), DIMINUINDO A DISTÂNCIA ENTRE O CALCÂNEO E A PRIMEIRA CABEÇA METATÁRSICA (DE X PARA X')	20
FIGURA 9 – MEDIÇÃO DO “NAVICULAR DROP”, TAL COMO DESCRITO POR BRODY (1982). A ALTURA DA TUBEROSIDADE DO ESCAFOIDE É MEDIDA COM A ARTICULAÇÃO SAG EM POSIÇÃO NEUTRA E O PACIENTE EM SEDESTAÇÃO (A) E SUPORTANDO 50% DO PESO CORPORAL NUMA POSIÇÃO BÍPEDE (B).....	22
FIGURA 10 – MEDIÇÃO DO “NAVICULAR DRIFT. O DESVIO MEDIAL DA TUBEROSIDADE DO ESCAFOIDE É MEDIDO COM A ARTICULAÇÃO SAG EM POSIÇÃO NEUTRA E O PACIENTE EM SEDESTAÇÃO (A) E SUPORTANDO 50% DO PESO CORPORAL NUMA POSIÇÃO BÍPEDE (B)	23
FIGURA 11 – POSIÇÃO E ORIENTAÇÃO DO EIXO DO PRIMEIRO RAIOS	25
FIGURA 12 – EIXO TRANSVERSO E OBLÍQUO DO ANTEPÉ DESCRITO POR BOJSEN-MOLLER (1979).....	28
FIGURA 13 – REPRESENTAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DO EIXO DE ROTAÇÃO DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF COM UM PRIMEIRO RAIOS PLANTARFLETIDO (EM CIMA) E DORSIFLETIDO (EM BAIXO)	29
FIGURA 14 – OPÇÕES DE ORTÓTESES PLANTARES PARA O HLF: A – “CUT-OUT” DO PRIMEIRO RAIOS E EXTENSÃO DE MORTON REVERSA; B – CUNHA UTILIZADA PARA PRÉ-CARREGAMENTO DO HÁLLUX	46
FIGURA 15 – PODOSCÓPIO, MÁQUINA FOTOGRÁFICA E SUPORTE PARA A MÁQUINA FOTOGRÁFICA UTILIZADOS ...	58
FIGURA 16 – DISPOSITIVO EMC MODIFICADO.....	58
FIGURA 17 – INCLINÓMETRO DIGITAL.....	59
FIGURA 18 – PLATAFORMA DE PRESSÃO PLANTAR RSSCAN	60

FIGURA 19 – APLICAÇÃO DO TESTE DE HLF: A- AVALIAÇÃO DA AMPLITUDE DE FLEXÃO DORSAL DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF; B- APLICAÇÃO DE FORÇA EM SENTIDO DORSAL DE FORMA A OBTER FLEXÃO DORSAL MÁXIMA DO TORNOZELO E DO PRIMEIRO RAI0; C- APLICAÇÃO DE FORÇA NO HÁLLUX DE FORMA A VERIFICAR SE ESTE REALIZA FLEXÃO DORSAL COM AMPLITUDE NORMAL.....	64
FIGURA 20 – APLICAÇÃO DA TÉCNICA DE MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG	65
FIGURA 21 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DE HLF.....	67
FIGURA 22 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DA MORFOLOGIA DIGITAL NO PÉ DIREITO	68
FIGURA 23 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DA MORFOLOGIA DIGITAL NO PÉ ESQUERDO	68
FIGURA 24 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DA MORFOLOGIA METATÁRSICA NO PÉ DIREITO.....	69
FIGURA 25 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DA MORFOLOGIA METATÁRSICA NO PÉ ESQUERDO.....	69
FIGURA 26 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO TIPO DE PÉ DIREITO	70
FIGURA 27 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO TIPO DE PÉ ESQUERDO	70
FIGURA 28 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO DESVIO DO CALCANHAR EM CARGA NO PÉ DIREITO.....	71
FIGURA 29 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO DESVIO DO CALCANHAR EM CARGA NO PÉ ESQUERDO.....	72
FIGURA 30 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ NO PÉ DIREITO.....	72
FIGURA 31 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ NO PÉ ESQUERDO.....	73
FIGURA 32 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO TESTE DE JACK NO PÉ DIREITO.....	74
FIGURA 33 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO TESTE DE JACK NO PÉ ESQUERDO.....	74
FIGURA 34 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO “NAVICULAR DROP” NO PÉ DIREITO	75
FIGURA 35 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO “NAVICULAR DROP” NO PÉ ESQUERDO.....	75
FIGURA 36 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO “NAVICULAR DRIFT” NO PÉ DIREITO.....	76
FIGURA 37 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO “NAVICULAR DRIFT” NO PÉ ESQUERDO.....	76
FIGURA 37 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO “NAVICULAR DRIFT” NO PÉ ESQUERDO.....	76
FIGURA 38 – GRÁFICO DA AMPLITUDE DO LUNGE TESTE NO COMPLEXO PÉ/TORNOZELO DIREITO.....	77
FIGURA 39 – GRÁFICO DA AMPLITUDE DO LUNGE TESTE NO COMPLEXO PÉ/TORNOZELO ESQUERDO.....	78
FIGURA 40 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO PARALELISMO ANTEPÉ/RETROPÉ NO PÉ DIREITO	81
FIGURA 41 – GRÁFICO DA PREVALÊNCIA DO PARALELISMO ANTEPÉ/RETROPÉ NO PÉ ESQUERDO	82
FIGURA 42 – GRÁFICO DA AMPLITUDE DE FLEXÃO DORSAL DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF NO PÉ DIREITO	83
FIGURA 43 – GRÁFICO DA AMPLITUDE DE FLEXÃO DORSAL DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF NO PÉ ESQUERDO	84
FIGURA 44 – GRÁFICO DA RELAÇÃO ENTRE O LUNGE TESTE E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	100
FIGURA 45 – GRÁFICO DA RELAÇÃO ENTRE O LUNGE TESTE E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	101

FIGURA 46 – GRÁFICO DA RELAÇÃO ENTRE O PARALELISMO ANTEPÉ/RETROPÉ E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO 107

FIGURA 47 – GRÁFICO DA RELAÇÃO ENTRE O PARALELISMO ANTEPÉ/RETROPÉ E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO..... 108

Índice de Tabelas

TABELA 1 - CLASSIFICAÇÃO DO HÁLLUX LIMITUS/RÍGIDUS SEGUNDO DRAGO, OLOFF E JACOBS.....	41
TABELA 2 - CLASSIFICAÇÃO DA AMPLITUDE DE FLEXÃO DORSAL DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF COM A APLICAÇÃO DO TESTE DE HLF.....	59
TABELA 3 - ANTECEDENTES DE ENTORSE DO TORNOZELO DIREITO.....	78
TABELA 4 - ANTECEDENTES DE ENTORSE DO TORNOZELO NO PÉ ESQUERDO.....	79
TABELA 5 - POSIÇÃO DO PRIMEIRO RAI NO PÉ DIREITO.....	79
TABELA 6 - POSIÇÃO DO PRIMEIRO RAI NO PÉ ESQUERDO.....	79
TABELA 7 - MOBILIDADE DORSAL DO PRIMEIRO RAI NO PÉ DIREITO.....	80
TABELA 8 - MOBILIDADE DORSAL DO PRIMEIRO RAI NO PÉ ESQUERDO.....	80
TABELA 9 - MOBILIDADE TOTAL DO PRIMEIRO RAI NO PÉ DIREITO.....	80
TABELA 10 - MOBILIDADE TOTAL DO PRIMEIRO RAI NO PÉ ESQUERDO.....	81
TABELA 11 – AMPLITUDE DE SUPINAÇÃO E PRONAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ DIREITO.....	82
TABELA 12 - AMPLITUDE DE SUPINAÇÃO E PRONAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ ESQUERDO.....	83
TABELA 13 - MÉDIA DA PRESSÃO PLANTAR NO PÉ DIREITO.....	85
TABELA 14 - MÉDIA DA PRESSÃO PLANTAR NO PÉ ESQUERDO.....	87
TABELA 15 - RELAÇÃO ENTRE A MORFOLOGIA DIGITAL E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	88
TABELA 16 - RELAÇÃO ENTRE A MORFOLOGIA DIGITAL E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	89
TABELA 17 - RELAÇÃO ENTRE A MORFOLOGIA METATÁRSICA E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	89
TABELA 18 - RELAÇÃO ENTRE A MORFOLOGIA METATÁRSICA E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	90
TABELA 19 - RELAÇÃO ENTRE O TIPO DE PÉ E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	91
TABELA 20 - RELAÇÃO ENTRE O TIPO DE PÉ E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	92
TABELA 21 - RELAÇÃO ENTRE O DESVIO DO CALCANHAR EM CARGA E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	93
TABELA 22 - RELAÇÃO ENTRE O DESVIO DO CALCANHAR EM CARGA E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	94
TABELA 23 - RELAÇÃO ENTRE O ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	95
TABELA 24 - RELAÇÃO ENTRE O ÍNDICE DE POSTURA DO PÉ E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	96
TABELA 25 - RELAÇÃO ENTRE O TESTE DE JACK E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	96
TABELA 26 - RELAÇÃO ENTRE O TESTE DE JACK E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	97
TABELA 27 - RELAÇÃO ENTRE O "NAVICULAR DROP" E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	98
TABELA 28 - RELAÇÃO ENTRE O "NAVICULAR DROP E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	98
TABELA 29 - RELAÇÃO ENTRE O "NAVICULAR DRIFT" E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	99
TABELA 30 - RELAÇÃO ENTRE O "NAVICULAR DRIFT" E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	99
TABELA 31 - RELAÇÃO ENTRE OS ANTECEDENTES DE ENTORSE DO TORNOZELO E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	102
TABELA 32 - RELAÇÃO ENTRE OS ANTECEDENTES DE ENTORSE DO TORNOZELO E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	102

TABELA 33 - RELAÇÃO ENTRE A POSIÇÃO DO PRIMEIRO RAIOS E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO	103
TABELA 34 - RELAÇÃO ENTRE A POSIÇÃO DO PRIMEIRO RAIOS E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO	104
TABELA 35 - RELAÇÃO ENTRE A MOBILIDADE DORSAL DO PRIMEIRO RAIOS E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	104
TABELA 36 - RELAÇÃO ENTRE A MOBILIDADE DORSAL DO PRIMEIRO RAIOS E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	105
TABELA 37 - RELAÇÃO ENTRE A MOBILIDADE TOTAL DO PRIMEIRO RAIOS E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO.....	106
TABELA 38 - RELAÇÃO ENTRE A MOBILIDADE TOTAL DO PRIMEIRO RAIOS E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO.....	106
TABELA 39 - RELAÇÃO ENTRE A AMPLITUDE DE SUPINAÇÃO/PRONAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ DIREITO	109
TABELA 40 - RELAÇÃO ENTRE A AMPLITUDE DE SUPINAÇÃO/PRONAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG E A PRESENÇA DE HLF NO PÉ ESQUERDO	109
TABELA 41 - RELAÇÃO ENTRE A AMPLITUDE DE FLEXÃO DORSAL DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF COM A APLICAÇÃO DO TESTE DE HLF ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ DIREITO	110
TABELA 42 - RELAÇÃO ENTRE A AMPLITUDE DE FLEXÃO DORSAL DA PRIMEIRA ARTICULAÇÃO MTF COM A APLICAÇÃO DO TESTE DE HLF ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ ESQUERDO	111
TABELA 43 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR DO PRIMEIRO DEDO ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ DIREITO.....	112
TABELA 44 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR DO PRIMEIRO DEDO ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ ESQUERDO.....	113
TABELA 45 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR DO PRIMEIRO METATÁRSICO ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ DIREITO.....	114
TABELA 46 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR DO PRIMEIRO METATÁRSICO ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ ESQUERDO.....	115
TABELA 47 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR DO MEDIOPÉ ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ DIREITO	116
TABELA 48 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR DO MEDIOPÉ ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ ESQUERDO	117
TABELA 49 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR NA ZONA MEDIAL DO CALCANHAR ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ DIREITO.....	118
TABELA 50 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR NA ZONA MEDIAL DO CALCANHAR ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ ESQUERDO.....	119
TABELA 51 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR NA ZONA LATERAL DO CALCANHAR ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ DIREITO.....	120
TABELA 52 – VALORES DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR NA ZONA LATERAL DO CALCANHAR ANTES E APÓS A MOBILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO SAG NO PÉ ESQUERDO.....	121

Índice de Anexos

ANEXO I – CARTA DE PEDIDO DE ORIENTAÇÃO AO ORIENTADOR	I
ANEXO II – CARTA DE ACEITAÇÃO DO ORIENTADOR	III
ANEXO III – CARTA DE PEDIDO DE ORIENTAÇÃO À CO-ORIENTADORA	V
ANEXO IV – CARTA DE ACEITAÇÃO DA CO-ORIENTADORA	VII
ANEXO V – CARTA DE PEDIDO DE AUTORIZAÇÃO AO PADROENSE FUTEBOL CLUBE	IX
ANEXO VI – RESPOSTA DO PADROENSE FUTEBOL CLUBE AO PEDIDO DE AUTORIZAÇÃO	XI
ANEXO VII – CARTA DE PEDIDO DE AUTORIZAÇÃO AO UNIÃO DESPORTIVA LAVRENSE	XII
ANEXO VIII – RESPOSTA DA UNIÃO DESPORTIVA LAVRENSE AO PEDIDO DE AUTORIZAÇÃO	XV
ANEXO IX – DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO	XVII
ANEXO X – FOLHA DE RECOLHA DE DADOS	XIX

Listas

Abreviaturas

HLF – Hállux Limitus Funcional;

MTF – Metatársicofalângica;

SAG – Subastragalina;

ms – milissegundo;

N/cm² – Newton por centímetro quadrado;

Ns/cm² – Newton segundo por centímetro quadrado.

Símbolos

% - Percentagem

Resumo

Neste trabalho, foi estudado o hállux limitus funcional em jogadores de futebol. Este consiste numa patologia definida como uma limitação da mobilidade da primeira articulação metatársicofalângica em cadeia cinética fechada sem que esta esteja comprometida em cadeia cinética aberta.

O objetivo principal deste trabalho consistiu em verificar se a mobilização da articulação SAG aumentou a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação metatársicofalângica em jogadores de futebol com hállux limitus funcional.

Foram avaliados 80 atletas da modalidade de futebol com uma média de idades de 20.65 anos.

Os resultados revelaram que a mobilização da articulação SAG aumenta consistentemente a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação metatársicofalângica. A prevalência de hállux limitus funcional foi elevada, manifestando-se em 46.25% dos atletas. Relativamente às diferenças estatisticamente significativas, importa referir as verificadas entre o hállux limitus funcional e o pé plano no pé direito, entre o hállux limitus funcional e o teste de Jack em ambos os pés, entre o hállux limitus funcional e o navicular drop nos dois pés, na relação entre o lunge teste bilateral e o hállux limitus funcional e na relação entre a mobilidade dorsal do primeiro raio e mobilidade da articulação subastragalina e a presença de hállux limitus funcional.

Quanto à pressão plantar, verificou-se existirem diferenças estatisticamente significativas após a mobilização da articulação SAG no hállux para o tempo de fim de apoio no pé direito e para o tempo de fim de apoio e pressão máxima no pé esquerdo. No primeiro metatársico, houve diferenças significativas no tempo de fim de apoio no pé direito. Por fim, no médio pé, estas verificaram-se relativamente à pressão máxima e impulso no pé direito e ao tempo de fim de apoio e percentagem de contacto no pé esquerdo.

Palavras-chave: HÁLLUX; HÁLLUX LIMITUS FUNCIONAL; FUTEBOL; ANÁLISE BIOMECÂNICA; MOBILIZAÇÃO DA SUBASTRAGALINA.

Abstract

In this work, I studied the functional hallux limitus in football players. This consists of a pathology defined as a limitation of the mobility of the first metatarsophalangeal joint in a closed-kinetic-chain without this being compromised in open-kinetic-chain.

The main purpose of this work consisted in verifying if the subtalar joint mobilization increased the dorsiflexion range of motion of the first metatarsophalangeal joint in football players with functional hallux limitus.

80 football athletes were evaluated with an average age of 20.65 years old.

The results revealed that the subtalar joint mobilization consistently increases the dorsiflexion range of motion of the first metatarsophalangeal joint. There was a high prevalence of functional hallux limitus in 46.25% of the athletes. On what concerns the significant differences, it is important to make reference to the ones verified between the functional hallux limitus and the flatfoot on the right foot, between the functional hallux limitus and Jack's test in both feet, in the relation between the bilateral lunge test and the functional hallux limitus and the relation between the elevation mobility of the first ray and mobility of subtalar joint and the presence of functional hallux limitus.

About the plantar pressure, there were significant differences after the subtalar joint mobilization in the hallux for the time of final support in the right foot and for the time of final support and maximum pressure in the left foot. In the first metatarsal, there were significant differences in the time of final support on the right foot. Finally, in the midfoot, these differences occurred in the maximum pressure and in the right foot impulse and in the time of final support and percentage of contact on the left foot.

Key-words: HALLUX; FUNCTIONAL HALLUX LIMITUS; FOOTBALL; BIOMECHANICAL ANALYSIS; SUBTALAR MOBILIZATION.

Introdução

O presente trabalho de investigação foi realizado no âmbito da disciplina de trabalho de projeto do mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto da Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa.

O pé é a base do aparelho locomotor, e do ponto de vista biomecânico funciona como o primeiro elemento a desempenhar funções no ciclo da marcha, é um segmento estabilizador do corpo humano, um elemento de contacto com o solo e um suporte de cargas. Caracteriza-se por ser ainda o principal receptor de impactos, compressões e tensões, possui uma função fundamental como alavanca de propulsão, transmissor do peso do corpo e das forças resultantes, bem como elemento fundamental à execução de variados gestos técnicos desportivos (Frowen, O'Donnell, Burrow, & Lorimer, 2010).

A patologia estudada neste trabalho, denominada de hállux limitus funcional encontra-se descrita na literatura como sendo uma patologia implicada numa grande variedade de distúrbios da marcha. Esta é definida como uma limitação da mobilidade da primeira articulação metatársicofalângica em cadeia cinética fechada sem que, no entanto, esta esteja comprometida em cadeia cinética aberta (Clough, 2005).

Segundo Vallotton e colaboradores (2010) a apresentação clínica do hállux limitus funcional, assim como os testes de diagnóstico disponíveis, permanecem ainda relativamente desconhecidos, pelo que esta patologia não é ativamente pesquisada podendo estar presente em várias alterações envolvendo não só os pés, mas também o joelho, anca e coluna vertebral.

Posto isto, é pertinente realizar uma avaliação biomecânica desta patologia em atletas de futebol, devido ao grande desconhecimento que existe sobre esta patologia sobretudo no desporto e no futebol em especial.

Este trabalho intitulado “Hállux Limitus Funcional em jogadores de futebol: análise biomecânica”, tem como objectivo principal verificar se a mobilização da articulação subastragalina aumenta a amplitude de flexão dorsal da primeira

articulação metatársicofalângica em jogadores de futebol com hállux limitus funcional.

Foram avaliados 80 atletas praticantes da modalidade de futebol dos escalões júnior e sénior, os quais foram submetidos a vários procedimentos de forma a poder estudar aprofundadamente o hállux limitus funcional nesta amostra, e estabelecer relações entre os atletas com e sem a patologia.

Inicialmente foi elaborado um enquadramento teórico, no qual se fez uma revisão da literatura de forma a recolher todos os conhecimentos publicados acerca desta patologia, assim como de todas as suas relações em termos fisiopatológicos.

Posteriormente foram apresentados todos os objetivos e hipóteses a estudar neste trabalho.

Seguidamente foi descrita a metodologia utilizada para a recolha de dados, assim como todos os procedimentos estatísticos realizados.

Após estes três pontos iniciais procedeu-se à apresentação dos resultados colhidos e analisados nos quais se fez uma caracterização da amostra, uma análise descritiva e uma análise correlacional.

Posteriormente, foram discutidos todos os dados apresentados tendo por base toda a bibliografia existente.

Por fim, são apresentadas as respectivas conclusões e a bibliografia que serviu de suporte a todo o trabalho.

1 Revisão de Literatura

1.1 O pé no Futebol

O futebol é a modalidade desportiva mais popular do mundo. Caracteriza-se pela sua relativa facilidade em aprender a jogar, ser relativamente seguro, poder ser jogado por toda a população em geral e oferecer as mesmas oportunidades tanto para rapazes como para raparigas. Ao contrário de outras modalidades, o futebol consiste num jogo que requer a execução de movimentos rápidos em todas as direções por parte do jogador, sendo necessário o uso dos pés para controlar e mover a bola (Werd & Knight, 2010).

Consiste num desporto complexo que requer uma adaptação rápida do membro inferior às mais variadas situações de jogo. Esta modalidade desportiva exige um leque variado de movimentos tais como correr, sprintar, saltar, deslizar, correr de costas e rematar (Werd & Knight, 2010).

O futebol é uma modalidade desportiva fonte de grande diversidade de patologias dos pés. Estas, podem advir não só devido ao próprio funcionamento do pé, mas também devido a gestos técnicos específicos do futebol, devido ao tipo de calçado utilizado e devido às características do terreno de jogo e/ou treino (Fuente, 2005).

Segundo Marrero, Rull e Cunillera (2005), são vários os autores a estudar os aspetos relacionados com o pé no futebol, sendo este uma estrutura fundamental para a prática desta modalidade.

O pé é o primeiro elemento da cadeia cinética do movimento do membro inferior, no qual se podem refletir anomalias próprias ou de estruturas adjacentes, pelo que através de uma detalhada análise deste, é possível detetar problemas mecânicos e morfológicos, de forma a que as cargas aplicadas sobre o membro inferior não sejam prejudiciais durante a prática desportiva (Marrero et al., 2005).

As alterações posturais e/ou funcionais do pé, podem modificar o seu padrão de contacto durante a fase de apoio e alterar o seu alinhamento durante a fase

de oscilação, podendo condicionar o desempenho desportivo (Werd & Knight, 2010).

1.2 Fórmula Digital

A fórmula digital refere-se ao comprimento relativo do primeiro dedo em relação ao segundo (Fuente, 2006).

Segundo Fuente (2003), o pé pode ser classificado em três diferentes padrões tendo em conta a sua fórmula digital: (1) *pé Egípcio* que se caracteriza por um maior comprimento do hálux em comparação com o segundo dedo, (2) *pé Grego*, no qual o segundo dedo é mais comprido que o hálux e (3) *pé Quadrado*, onde tanto o hálux como o segundo dedos apresentam o mesmo comprimento.

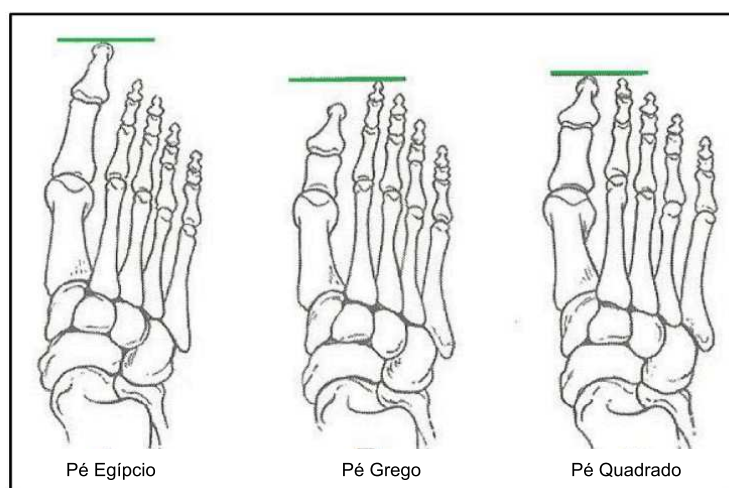


Figura 1 - Morfologia digital (Fuente, 2003).

1.3 Fórmula Metatársica

Quando se fala em fórmula metatársica, faz-se referência à classificação do pé de acordo com o comprimento relativo do primeiro metatársico em relação ao segundo (Fuente, 2006).

Posto isto, a fórmula metatársica pode ser classificada em três categorias diferentes: (1) *Índex Minus* quando o primeiro metatársico é mais curto que o

segundo, (2) *Índex Plus* quando o primeiro metatársico é mais comprido que o segundo e (3) *Índex Plus Minus* quando o primeiro e o segundo metatársicos apresentam o mesmo comprimento (Fuente, 2003).

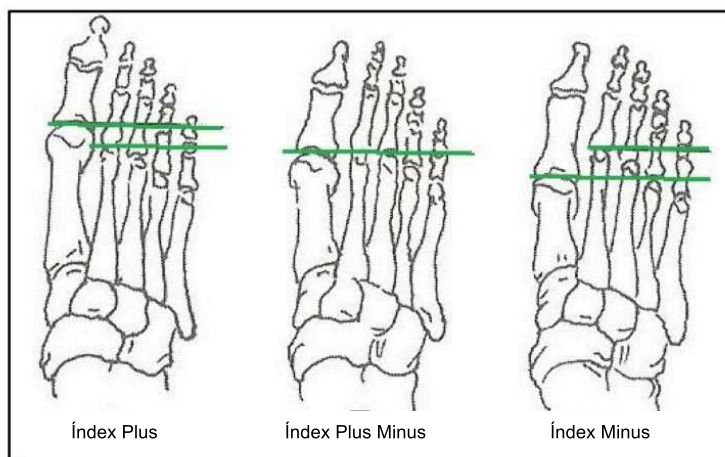


Figura 2 - Morfologia Metatársica (adaptado de Massada, 2006).

1.4 Tipo de pé

O tipo de pé pode ser dividido em três tipos diferentes: (1) pé normal, (2) pé plano e (3) pé cavo (Bulla, 2010).

1.4.1 Pé normal

O pé normal apresenta-se com um perímetro da planta do pé considerado normal, no qual na zona média do pé, deve verificar-se um apoio entre um meio a um terço da largura do antepé, e no calcanhar um quarto dessa mesma largura (Fuente, 2006).

Quanto à impressão plantar, esta caracteriza-se por um apoio digital de forma arredondada e separada da zona metatársica. A zona anterior do pé apresenta-se com um limite regular em forma de semicircunferência. A zona média e externa do apoio plantar, tem um aspecto côncavo, enquanto que a zona do calcanhar apresenta uma forma ovoide (Fuente, 2003).

Segundo Volpon (2006) citado por Bulla (2010) um pé normal quando observado por trás, apresenta um desvio do calcanhar em carga em discreto valgo, com o hálux discretamente inclinado em valgo em relação ao primeiro metatársico.

1.4.2 Pé plano

O pé plano caracteriza-se por um abatimento da abóbada plantar, estando geralmente associado a um valguismo do calcanhar, pronação do mediopé e abdução do antepé, podendo ser congénito ou adquirido (Fuente, 2003).

Segundo Frowen e colaboradores (2010), o pé plano pode ser classificado segundo a sua etiologia em (1) pé plano funcional, (2) pé plano congénito, (3) pé plano adquirido e (4) pé plano neurológico. O pé plano funcional caracteriza-se por uma pronação aumentada da articulação subastragalina (SAG). No pé plano congénito, encontramos-lo normalmente associado a patologias tais como a coalisão tarsal e a hipoplasia do sustentáculo do tálus. Quanto ao pé plano adquirido, este pode desenvolver-se devido a patologias diversas tais como artrites inflamatórias e processos traumáticos. Relativamente ao pé plano neurológico, doenças tais como poliomielite, paralisia cerebral, lesões dos nervos periféricos e distrofias musculares, podem levar ao aparecimento de um pé plano.

Segundo a impressão plantar, o pé plano encontra-se dividido em quatro graus. Assim, o pé plano de primeiro grau apresenta-se com um istmo de largura superior à metade da largura metatársica. O pé plano de segundo grau caracteriza-se por um contacto com o solo do bordo interno, mantendo o formato da abóbada plantar. Quanto ao pé plano de terceiro grau verifica-se que continua a haver apoio do lado externo, no entanto, a protuberância interna aumenta. Por fim, no pé plano de quarto grau, a protuberância interna é predominante sendo a largura do mediopé superior à largura da zona metatársica e do retropé (Fuente, 2003).

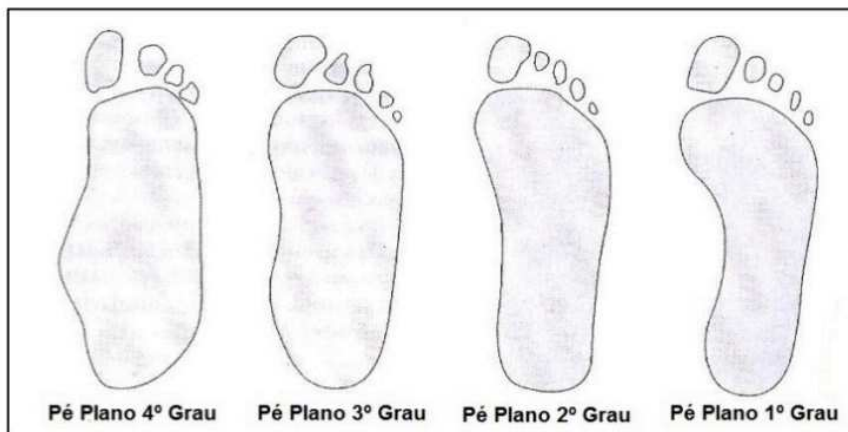


Figura 3 - Tipos de pé plano (adaptado de Fuente, 2003).

Outra classificação da impressão plantar do pé plano, descrita por Lavigne e Noviel (1994), citado por Silva (2008), menciona que um pé plano encontra-se associado a um aumento da superfície de apoio no solo, podendo classificar-se em três graus em função desse mesmo apoio plantar: (1) pé plano de primeiro grau, no qual se observa um aumento da zona externa do arco de apoio e com o calcanhar a perder a sua forma oval, assumindo uma forma mais retangular; (2) pé plano de segundo grau, caracterizado por um aumento mais evidente da zona externa em relação ao pé plano de primeiro grau com o bordo interno a apresentar-se retilíneo e (3) pé plano de terceiro grau, no qual existe um contacto da totalidade da zona plantar do pé com o solo.

1.4.3 Pé cavo

Segundo Fuente (2003), o pé cavo é uma deformidade estrutural, que se caracteriza pelo aumento da abóboda plantar e pela aproximação dos pilares anterior e posterior. O aumento da abóboda plantar acompanha-se frequentemente por uma verticalização dos metatársicos e do calcâneo, varo do astrágalo, garra dos dedos, grande tensão da estrutura plantar e encurtamento da musculatura dorsal.

Quando um pé cavo não se encontra associado a qualquer tipo de processo patológico, pode ser considerado como sendo hipertónico, pois a musculatura

supinadora encontra-se normalmente potenciada. Este tipo de pé é bastante frequente em jogadores de futebol, jogadores de basquetebol e bailarinas (Fuente, 2006).

A etiologia de um pé cavo pode ser do tipo congénito ou funcional. As alterações congénitas podem ser devidas a: (1) um primeiro raio plantarletido, (2) um “*metatarsus adductus*” e um pé equino-varo, (3) diferenças no comprimento dos membros inferiores por encurtamento real de uma das extremidades inferiores, (4) espasticidade dos músculos longo peroneal lateral e/ou tibial posterior e (5) debilidade dos peroneais. Já as etiologias funcionais normalmente ocorrem devido a: (1) um retropé varo não compensado, (2) um retropé varo parcialmente compensado, (3) um antepé valgo rígido compensado e (4) uma diferença no comprimento dos membros inferiores por adaptação funcional (Bulla, 2010).

Relativamente à impressão plantar, este tipo de pé divide-se em pé pré-cavo, pé cavo funcional, pé cavo de primeiro grau, pé cavo de segundo grau e pé cavo de terceiro grau (figura 2) (Fuente, 2003).



Figura 4 - Tipos de pé cavo (adaptado de Fuente, 2003).

O pé pré-cavo, caracteriza-se por uma impressão plantar com uma predominância forte no primeiro, segundo, terceiro e quarto dedos, existindo na

zona do mediopé uma proeminência externa. A curvatura central interna encontra-se dentro dos parâmetros da normalidade (Fuente, 2003).

Quanto ao pé cavo funcional, este apresenta-se como uma impressão plantar sem apoio dos dedos e um apoio da zona média praticamente normal, ou seja, com um istmo dentro das dimensões normais (Fuente, 2003).

Relativamente ao pé cavo de primeiro grau, é possível verificar o aparecimento das pressões a nível dos dedos e o calcanhar adquire uma imagem com um aspeto mais adelgado (Fuente, 2003).

No pé cavo de segundo grau, o istmo deixa de existir notando-se uma certa tendência para, mesmo assim, se unirem (Fuente, 2003).

Por fim, o pé cavo de terceiro grau, caracteriza-se pelo desaparecimento da zona média do pé, assim como as pressões dos dedos, ou seja, existe apenas apoio da zona metatársica e da zona do calcanhar, estando este tipo de pé associado a grandes retrações tendinosas (Fuente, 2003).

Outros autores tais como Lavigne e Noviel (1994), citado por Silva (2008), classificam o pé cavo de forma diferente da anteriormente descrita. Esta classificação divide o pé cavo em três graus: (1) pé cavo de primeiro grau que se caracteriza por uma diminuição da largura do lado externo, (2) pé cavo de segundo grau, no qual existe uma rotura externa do istmo e (3) pé cavo de terceiro grau caracterizado por apenas realizar apoio da zona metatársica e da região do calcanhar com total desaparecimento do istmo, sendo que, por vezes, também se verifica o desaparecimento dos apoios digitais.

1.5 Desvio do calcanhar em carga

O desvio do calcanhar em carga caracteriza-se pelo alinhamento no plano frontal do calcâneo em relação à parte distal da tibia, sendo referido pela literatura médica como o ângulo do retropé (Cornwall & McPoil, 2002). Outra definição apresentada por Razeghi e Batt (2002) diz-nos que o desvio do calcanhar em carga representa o ângulo entre a bisseção do retropé (calcâneo) com a bisseção do terço distal da perna ou com o chão.

Segundo Fuente (2006), a avaliação do desvio do calcânhar em carga consiste na medição dos desvios do eixo do calcânhar ou linha de helbing, recorrendo ao uso de um goniómetro ou de uma régua de perthes. Através desta medição, é possível determinar se o calcâneo se encontra numa posição neutra (quando a linha de helbing se encontra reta), numa posição em valgo (quando a linha de helbing forma um ângulo de vértice interno) ou numa posição em varo (quando a linha de helbing forma um ângulo de vértice externo).

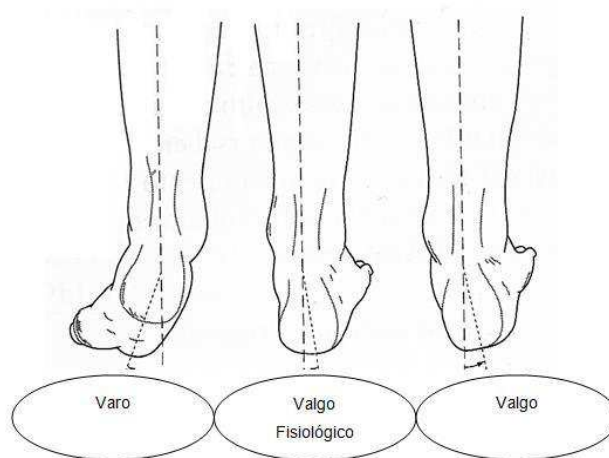


Figura 5 - Classificação do desvio do calcânhar em carga (adaptado de Fuente, 2003).

Com esta avaliação, é possível avaliar se a posição neutra do calcâneo em descarga é ou não compensada em carga através da pronação da articulação SAG. Para se poder avaliar a posição neutra do calcâneo, a articulação SAG deve estar em posição neutra, sendo necessário que se palpe a cabeça do astrágalo nas duas faces laterais (interna e externa) com a mesma intensidade (Fuente, 2006; Valmassy, 1996).

Segundo Root e colaboradores (1971), citado por Razeghi e Batt (2002), os parâmetros de normalidade relativos à quantificação do desvio do calcânhar em carga no plano frontal varia entre os dois graus de valgo e os dois graus de varo, considerando-se uma variação até aos quatro graus de valgo como fisiológico.

1.6 Índice de Postura do Pé

A primeira descrição do índice de postura do pé remonta a 2001 quando Redmond e seus colaboradores apresentaram na conferência Nacional do Conselho Australiano de Podiatria uma nova ferramenta de avaliação da postura do pé (Cornwall, McPoil, Lebec, Vicenzino, & Wilson, 2008).

O índice de postura do pé foi criado devido à necessidade de uma ferramenta de avaliação fácil de utilizar, que se pudesse repetir e que facilita-se a comunicação entre profissionais uma vez que os resultados são apresentados em valor exato. Trata-se de um método baseado em aspectos morfológicos mensuráveis ou quantificáveis do pé (Redmond, Crane, & Menz, 2008).

Segundo os mesmos autores, o índice de postura do pé é o único teste capaz de obter informação sobre a postura do pé em bipedestação sem que seja necessário recorrer a técnicas de medição complexas e morosas.

Inicialmente, o índice de postura do pé era constituído por 8 critérios dos quais faziam parte: (1) a palpação da cabeça astragalina, (2) a curvatura infra e supra maleolar lateral, (3) a posição do calcâneo no plano frontal, (4) a proeminência astrágalo-escafoideia (5) a congruência do arco longitudinal interno, (6) a abdução e adução do antepé em relação ao retropé, (7) a congruência do bordo lateral do pé e (8) a linha de Helbing. Assim, e devido à presença de 8 critérios de avaliação, o índice de postura do pé tomou a designação de índice de postura do pé-8 (Cornwall et al., 2008).

No entanto, segundo Jeenan, Redmond, Horton, Conaghan e Tennant (2007) existiam dois critérios (congruência do bordo lateral do pé e a linha de Helbing) que seriam problemáticos aquando da aplicação do índice de postura do pé-8, podendo gerar factores de erro pelo que foram excluídos. O novo índice de postura do pé-6 consta assim dos seis critérios acima mencionados, graduados de -2 a +2, em que três se destinam à avaliação do retropé e três à avaliação do antepé.

Segundo Redmond, Crosbie e Ouvrier (2006), após a avaliação de todos os parâmetros, estes são somados conforme o valor de cada parâmetro avaliado.

O valor final do índice de postura do pé-6 será um número entre -12 e +12. Assim, valores compreendidos entre:

- -12 a -5 correspondem a um pé com postura marcadamente supinada;
- -4 a -1 correspondem a um pé com postura supinada;
- 0 a +5 correspondem a um pé com postura normal;
- +6 a +9 correspondem a um pé com postura pronada;
- +10 a +12 correspondem a um pé com postura marcadamente pronada.

Todas as avaliações utilizando o índice de postura do pé-6 devem ser feitas com o paciente em posição relaxada na sua base de sustentação em apoio bipodal e estático.

O índice de postura do pé-6 depois de sujeito a testes de validade, demonstrou possuir uma construção interna melhor (Keenan et al., 2007), assim como uma melhoria ligeira na fiabilidade intra-examinador, mas igual fiabilidade inter-examinador. É de salientar, no entanto, que com a experiência na aplicação do índice de postura do pé-6, os resultados tendem a ser mais precisos (Cornwall et al., 2008).

Esta ferramenta tem sido utilizada numa grande variedade de situações, quer sejam de carácter clínico ou de investigação dos quais se podem salientar estudos biomecânicos sobre o risco de ulceração em pacientes com neuropatia diabética, identificação do tipo de pé como critério de inclusão ou exclusão em estudos científicos, investigação da relação entre o tipo de pé e os fatores de risco de variadas lesões desportivas, investigação de possível associação entre o tipo de pé e o risco de queda no idoso e como ferramenta de estudo sobre as diferenças na estrutura do pé nas mais variadas idades (Redmond et al., 2008).

1.7 Paralelismo antepé/retropé

As teorias acerca do paralelismo antepé/retropé (alinhamento do pé no plano frontal) foram propostas inicialmente por Root e colaboradores (1959), citado por Harradine e Bevan (2009). Através de estudos desenvolvidos acerca da posição neutra da articulação SAG, os mesmos autores verificaram que tanto o retropé como o antepé, adquiriam posições diferentes quando a articulação SAG era colocada em posição neutra.

O paralelismo antepé/retropé é classificado mediante a zona do pé que não fica alinhada no plano frontal quando a articulação SAG se encontra em posição neutra e a articulação mediotársica em pronação máxima. Frowen e colaboradores (2010) classificam o paralelismo antepé/retropé em: (1) retropé varo e retropé valgo, quando é o retropé que não está alinhado no plano frontal, e (2) antepé varo e antepé valgo, quando é o antepé que não se encontra alinhado no plano frontal. Lufler, Hoagland, Niu e Gross (2012) referem ainda que no antepé poderá existir também uma deformidade adaptativa denominada de antepé supinado.

Relativamente ao retropé varo, este é definido como uma deformidade estrutural congénita, na qual o retropé se encontra numa posição invertida em relação à superfície de apoio, quando a articulação SAG é colocada em posição neutra e a articulação mediotársica colocada em pronação máxima (Frowen et al., 2010).

Segundo Hopper e colaboradores (1994), citado por Frowen e colaboradores (2010), o retropé varo encontra-se presente numa proporção significativa da população, sendo que um retropé varo com menos de quatro graus de inversão é considerado como uma variante normal.

Segundo Valmassy (1996), o retropé varo pode ser classificado em: (1) retropé varo não compensado, que ocorre quando a articulação SAG não possui amplitude suficiente para compensar a inversão do retropé, (2) retropé varo parcialmente compensado, quando a articulação SAG compensa parcialmente a inversão do retropé e (3) retropé varo totalmente compensado quando a articulação SAG possui amplitude de movimento suficiente para compensar a inversão do retropé.

O retropé valgo é uma deformidade óssea congénita extremamente rara, na qual o retropé se encontra evertido em relação à superfície de apoio, quando a articulação SAG se encontra em posição neutra e a articulação mediotársica em pronação máxima (Frowen et al., 2010).

Contudo, os mesmos autores referem ainda que é comum o retropé adotar uma atitude em valgo em carga, devido a várias alterações que são

compensadas com uma pronação excessiva por parte da articulação SAG (Frowen et al., 2010).

O antepé varo caracteriza-se por uma deformidade óssea congénita, na qual o plano plantar do antepé se encontra invertido em relação ao plano plantar do retopé, quando a articulação SAG é colocada em posição neutra e a articulação mediotársica se encontra em pronação máxima (Frowen et al., 2010).

Segundo Straus (1927), citado por Lufler, Hoagland, Niu e Gross (2012), o antepé varo poderá estar relacionado com uma falha no processo de rotação em valgo da cabeça e colo do astrágalo durante o desenvolvimento fetal. No entanto, estudos recentes sugerem que esta deformidade se encontra relacionada com uma alteração dos tecidos moles em detrimento da rotação da cabeça e colo do astrágalo.

Segundo (1996) o antepé varo pode ser classificado em: (1) antepé varo não compensado, quando a articulação SAG não possui amplitude suficiente para compensar a inversão do antepé, (2) antepé varo parcialmente compensado, que se verifica quando a articulação SAG apenas consegue compensar parcialmente a inversão do antepé, e (3) antepé varo totalmente compensado, quando a articulação SAG possui amplitude de movimento suficiente para compensar a inversão do antepé.

O antepé valgo é definido por Frowen e colaboradores (2010) como uma deformidade óssea congénita, na qual o plano plantar do antepé está evertido relativamente ao plano plantar do retopé quando a articulação SAG se encontra em posição neutra e a articulação mediotársica em pronação máxima.

Os mesmos autores referem que a etiologia mais provável desta deformidade ocorre durante o desenvolvimento fetal, no qual a cabeça e colo do astrágalo realizam uma rotação em valgo excessiva (Frowen et al., 2010).

Segundo Valmassy (1996) o antepé valgo é caracterizado em: (1) antepé valgo total, ocorrendo quando todo o plano plantar do antepé se encontra evertido em relação ao plano plantar do retopé e (2) antepé valgo parcial, no qual o

primeiro raio se encontra plantarfletido em relação aos restantes metatársicos, que normalmente se encontram no mesmo plano que o retropé.

O antepé supinado consiste numa deformidade dos tecidos moles adquirida, na qual o antepé se encontra invertido em relação ao retropé, quando a articulação SAG se encontra em posição neutra e a articulação mediotársica em pronação máxima (Frowen et al., 2010).

A etiologia desta alteração encontra-se relacionada com qualquer tipo de anormalidade que resulte em pronação excessiva da articulação SAG, tais como o próprio antepé varo e um equino do tornozelo (Frowen et al., 2010).

Devido ao facto de o antepé supinado se poder confundir com o antepé varo, Hubscher desenvolveu uma técnica que permite diferenciar o antepé supinado do antepé varo. Esta técnica caracteriza-se por aplicar uma força pronadora no dorso do pé ao nível da articulação astrágalo-escafoideia. Se através desta força aplicada, se sentir uma resistência mole com uma redução da inversão do antepé, o antepé é considerado supinado. Se por outro lado for sentida uma resistência firme sem que a inversão se reduza, o antepé é considerado varo (Frowen et al., 2010).

1.8 Articulação subastragalina

A articulação SAG é formada pela articulação entre o astrágalo e o calcâneo. Possui dois pontos de contacto articular: um anteromedial e outro posterolateral, estando o astrágalo orientado de uma forma ligeiramente oblíqua de posterolateral para anteromedial em cima do calcâneo (Vallotton, Echeverri, & Dobbelaere-Nicolas, 2010).

Manter em 1941, citado por Nordin e Frankel (2012), descreveu pela primeira vez a orientação do eixo da articulação SAG, afirmando que este se encontrava orientado 16 graus a partir do plano sagital e 42 graus a partir do plano transversal. Este eixo encontra-se orientado de proximal, lateral e plantar para distal, medial e dorsal.

Porém, Kirby (2001), afirma que o eixo da articulação SAG não é um eixo único, mas sim um feixe de eixos que passam pela articulação e que, mediante os movimentos que esta executa, alteram a sua orientação.

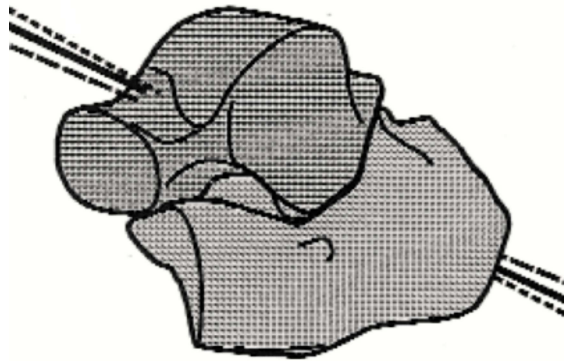


Figura 6 - Orientação do eixo da articulação SAG (adaptado de (Kirby, 2001)).

Segundo Holmes, Wilcox e Fletcher (2002) a posição neutra da articulação SAG consiste na posição em que esta não se encontra nem pronada nem supinada. A avaliação biomecânica e o tratamento das desordens do pé e membro inferior, são frequentemente realizadas tendo em conta a posição neutra desta articulação.

Root e colaboradores (1977), citado por Holmes e colaboradores (2002), foram dos primeiros a desenvolver um método que permitiu calcular a mobilidade da articulação SAG utilizando a sua posição neutra. Este cálculo era baseado na relação de 2:1 de supinação para pronação. Johnson e Mair (2006) referem que em condições normais, a articulação SAG realiza aproximadamente vinte graus de supinação e dez graus de pronação.

Segundo Holmes e colaboradores (2002), Wernick e Langer em 1972, propuseram um método de avaliação da articulação SAG em descarga com o indivíduo em decúbito ventral. Através deste método, o examinador palpava os aspetos medial e lateral da cabeça do astrágalo e, quando a cabeça do astrágalo era sentida de igual forma nos dois aspetos, a articulação SAG estaria em posição neutra.

Para Kirby (2001), a articulação SAG apresenta variadas funções dentro das quais as duas mais importantes são: (1) permitir que o pé prone e atue como um adaptador móvel quando o pé se encontra a suportar carga em superfícies irregulares e (2) permitir que o pé supine, ganhando desta forma estabilidade no plano sagital durante o período propulsivo da marcha.

O mesmo autor, refere também que as forças internas geradas pela contração muscular, quando aplicadas internamente ao eixo da articulação SAG, promovem movimentos de supinação, enquanto que, as forças geradas e aplicadas externamente ao eixo, promovem movimentos de pronação (Kirby, 2001).

1.9 Teoria da facilitação no plano sagital

A teoria da facilitação no plano sagital foi publicada pela primeira vez em 1986, pelo Podiatra Howard Dananberg. No seu trabalho, Dananberg e seus colaboradores enfatizaram a importância que o pé possuía como pivô no ciclo da marcha, permitindo uma extensão adequada da anca durante a fase propulsiva (Harradine & Bevan, 2009).

Dananberg e Guiliano (1999) relacionaram a teoria da facilitação no plano sagital com patologias mais relacionadas com a postura, tais como a dor lombar. No entanto, esta também pode ser utilizada para explicar patologias envolvendo o pé. Consiste numa teoria atualmente bem documentada e bem aceite pela comunidade científica.

Perry (1992), citado por Dananberg (2000) refere que a eficácia dos movimentos realizados pelo pé no plano sagital depende de três “rockers” que transmitem o movimento de forma sucessiva e rápida desde o calcanhar até ao antepé durante a fase de apoio unipodal do ciclo da marcha. Os três “rockers” são assim, a porção inferior do calcâneo, a articulação tibiotársica e a articulação metatársicofalângica (Frowen et al., 2010).

O primeiro “rocker” a ser solicitado é a parte inferior do calcâneo, o qual permite a realização de movimento desde o contacto do calcanhar até ao apoio do antepé. Assim que o antepé entra em contacto com o solo, o movimento é

transferido para o segundo “rocker” (articulação tibiotársica), a qual realiza flexão dorsal até imediatamente antes da elevação do calcanhar. Assim que o calcanhar inicia a sua elevação e conseqüente progressão do corpo para a frente, torna-se fundamental o funcionamento correto do terceiro “rocker” (articulação metatársicofalângica). Através deste, o pé ganha estabilidade e rigidez para que o corpo progrida anteriormente (Dananberg, 2000).

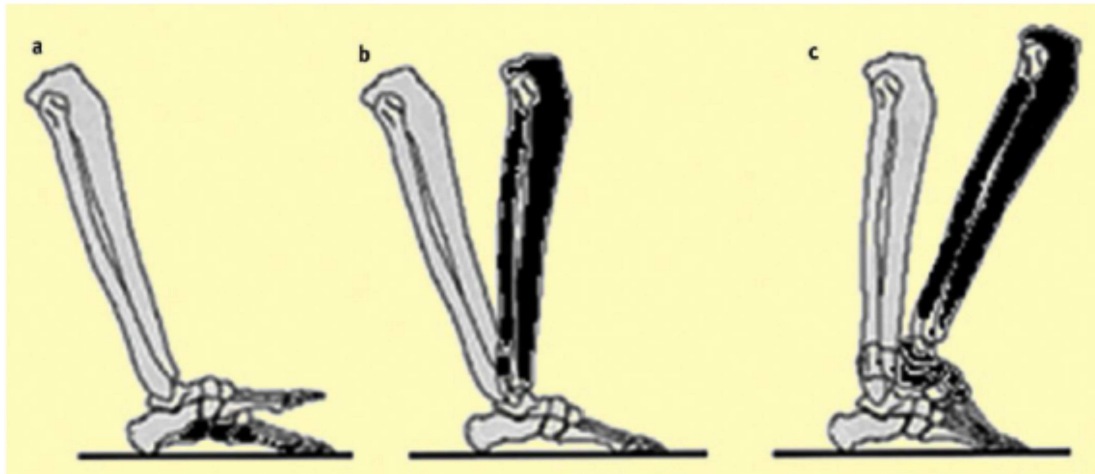


Figura 7 - Os três rockers do pé durante a marcha: a) 1º rocker; b) 2º rocker e c) 3º rocker (adaptado de (Abboud, 2002).

Em cada passo, 75% do movimento requerido durante a fase de apoio unipodal é realizado no plano sagital. Simultaneamente, existem movimentos de rotação interna e externa que contam com aproximadamente 15% do movimento total necessário. Assim, em cada passo a quantidade de movimento necessária no plano sagital corresponde a cerca de 500% da quantidade de movimento necessária no plano frontal e transversal (Dananberg, 2000).

Segundo Payne e Dananberg (1997), para que o pé funcione corretamente no plano sagital, é necessário que exista coordenação entre os mecanismos de auto suporte do pé e a autocriação de energia por parte da estrutura muscular de forma a promover o movimento.

Os mecanismos de auto suporte do pé são, segundo os mesmos autores, a correta compressão exercida na articulação calcâneo-cuboideia imediatamente antes da elevação do calcanhar, o funcionamento correto do mecanismo de

windlass e a transmissão de carga de forma eficiente, secundária a uma tensão correta exercida pela fásia plantar (Payne & Dananberg, 1997).

Existem essencialmente três tipos de bloqueios no pé durante o funcionamento deste durante a marcha no plano sagital. Estes são: (1) um equino do tornozelo, (2) um equino do antepé típico de um pé cavo e, por fim, (3) uma limitação do movimento da primeira articulação metatársicofalângica (MTF) podendo esta ser estrutural, como é o caso do hállux limitus e hállux rigidus ou funcional, como por exemplo o hállux limitus funcional (HLF) (Dananberg, 2000).

1.10 Mecanismo de Windlass

Hicks em 1953, citado por Hild e McKee (2011) foi um dos primeiros a descrever os movimentos do primeiro raio através do mecanismo de windlass. Este caracteriza-se pelo aumento passivo da tensão na fásia plantar com enrolamento desta sobre as cabeças metatarsais durante a marcha, proporcionando estabilidade ao antepé (Fredericksen & Cheskin, 2008) no momento em que o pé entra na fase de propulsão (Christensen & Jennings, 2009).

Uma das características ósseas fundamentais para compreender o funcionamento do mecanismo de windlass consiste na orientação das superfícies articulares das articulações metatársicocuneiforme e escafo-cuneiforme. Estas articulações encontram-se posicionadas de forma a poderem resistir a forças compressivas paralelas ao eixo longitudinal do primeiro metatársico. O mesmo autor descreve ainda a origem e inserção da fásia plantar como outra característica de grande importância para compreender o funcionamento deste mecanismo (Fuller, 2000). Diversos autores, tais como Cheung e Zhang (2004) e Sharkey, Ferris e Donahue (1998) com base em estudos realizados sobre a fásia plantar confirmaram que esta possui um papel fundamental no suporte do arco longitudinal interno durante a marcha (Durrant & Chockalingam, 2009).

Assim, este mecanismo encontra-se dependente de dois factores: (1) uma fásia plantar intacta e (2) uma amplitude adequada de movimento da primeira articulação MTF durante a propulsão (Durrant & Chockalingam, 2009). A sua ativação é feita através da flexão dorsal do hálux, resultando na tração e encurtamento da fásia plantar e na compressão da coluna medial, o que provoca o deslocamento lateral do peso para a região externa do pé (Hild & McKee, 2011).

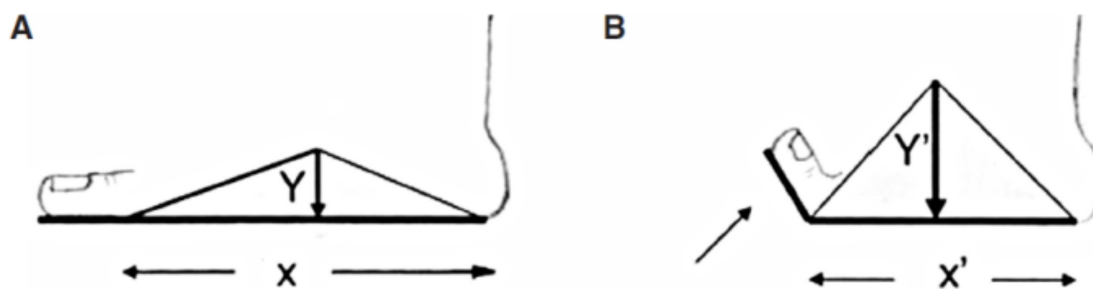


Figura 8 - Mecanismo de Windlass: figura mostrando como a flexão dorsal da primeira articulação MTF aumenta a altura do arco longitudinal interno de Y(A) para Y'(B), diminuindo a distância entre o calcâneo e a primeira cabeça metatársica (de X para X') (adaptado de (Vallotton et al., 2010).

Durrant e Chockalingam (2009) afirmam que, quando o mecanismo de windlass é ativado, o arco longitudinal interno aumenta a sua altura, o retropé assume uma postura invertida e a perna roda externamente. Fuller (2000) acrescenta que para que haja uma rotação externa da perna (devido à supinação da articulação SAG), com o antepé na mesma posição, terá que existir algum movimento articular entre ambos. Assim, o referido movimento é feito pela supinação da articulação mediotársica. A flexão plantar do primeiro raio, supinação da articulação mediotársica, supinação da articulação SAG e conseqüente rotação externa da perna constituem todos movimentos envolvidos no aumento da altura do arco longitudinal interno.

A acompanhar todos os movimentos atrás descritos está também a flexão dorsal da articulação tibiotársica. Esta flexão dorsal é explicada por Fuller (2000) pelo facto de o cuneiforme medial, o escafoide e o astrágalo se movimentarem em sentido proximal, de forma a permitir que o primeiro metatársico realize flexão plantar.

Com o mecanismo de windlass ativo, o pé torna-se uma alavanca rígida na qual é extremamente difícil produzir uma força que deforme esta estrutura devido à aproximação da cabeça do primeiro raio ao calcâneo (Clough, 2005).

Por outro lado, quando o mecanismo de windlass não está ativo, funciona no sentido inverso ao descrito, permitindo o aplanamento do arco longitudinal interno e o contacto dos dedos com o solo (Christensen & Jennings, 2009). Este mecanismo de windlass inverso é uma característica da fase de apoio único do ciclo da marcha, na qual o retropé normalmente prona promovendo o desenrolar da fásia plantar sobre as cabeças metatársicas (Frowen et al., 2010).

Rush e seus colaboradores (2000) citados por Hild e McKee (2011), através de estudos realizados sobre a estabilidade funcional da coluna medial do pé, concluíram que o mecanismo de windlass tornava-se mais funcional quando os ossos sesamóides, o primeiro metatársico e o hálux se encontravam adequadamente alinhados.

Fuller (2000) enfatiza o facto de os movimentos articulares envolvidos no mecanismo de windlass não serem movimentos realizados apenas no plano sagital, mas sim movimentos triplanares.

Aquino e Payne (2001) referem que Hicks (1953) com base em testes realizados em pés de indivíduos vivos e pés de cadáveres chegou à conclusão que o mecanismo de windlass era independente da atividade muscular e dependente da flexão dorsal dos dedos. Clough (2005) acrescenta, no entanto, que Hicks (1953) não exclui o efeito dos músculos do pé sobre este mecanismo. Boucher (2002) citado por Clough (2005) concluiu que existia um aumento significativo da altura do arco longitudinal interno através de estimulação elétrica do músculo abductor do hálux.

Porém, segundo Aquino e Payne (2001) pouca investigação tem sido desenvolvida no sentido de perceber o funcionamento do mecanismo de windlass durante a marcha.

1.11 “Navicular Drop” e “Navicular Drift”

O “navicular drop” e o “navicular drift” são duas técnicas comumente descritas na literatura utilizadas na avaliação da mobilidade do pé (Vinicombe, Raspovic, & Menz, 2001).

Uma forma simples através da qual é possível avaliar o funcionamento da articulação astrágalo-escafoideia consiste na determinação da posição e movimento do escafoide, pois este é um osso facilmente acessível de localizar e marcar por anatomia de superfície (Vinicombe et al., 2001).

O “navicular drop”, descrito pela primeira vez por Brody (1982), citado por (McPoil, Vicenzino, Cornwall, Collins, & Warren, 2009) consiste numa técnica de avaliação clínica para quantificar a mobilidade da articulação mediotársica no plano sagital, enquanto que o “navicular drift”, descrito por Menz (1998) quantifica a mobilidade da articulação mediotársica no plano transverso.

Para se realizar a avaliação do “navicular drop”, inicialmente localiza-se a tuberosidade do osso escafoide e marca-se com um ponto. Com a articulação SAG em posição neutra, avalia-se a distância em centímetros desde o chão até ao ponto marcado com o indivíduo em sedestação. Por fim, pede-se ao indivíduo que adote uma posição bípede, e com o pé suportando uma carga de 50% do seu peso total, avalia-se novamente a distância desde o chão até ao ponto marcado. A diferença entre as duas medições dá o valor do “navicular drop” (Vinicombe, Raspovic, & Menz, 2011).

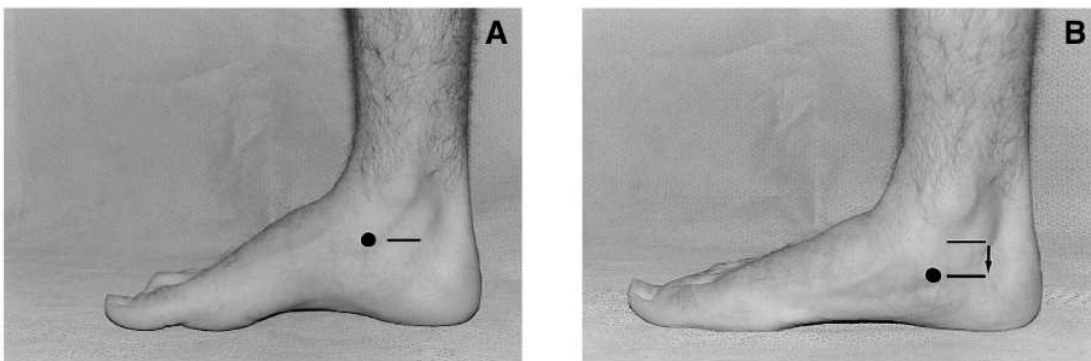


Figura 9 - Medição do “navicular drop”, tal como descrito por Brody (1982). A altura da tuberosidade do escafoide é medida com a articulação SAG em posição neutra e o paciente em sedestação (A) e suportando 50% do peso corporal numa posição bípede (B) (adaptado de Menz, 1998).

Segundo Razeghi e Batt (2002) o “navicular drop” tem vindo a ganhar cada vez maior aceitação, com vários autores a descreverem este método como uma forma válida de mensurar a pronação do pé. Os mesmos autores referem ainda que o “navicular drop” apresenta uma fiabilidade inter-examinador e intra-examinador moderada.

Uma das limitações da avaliação do “navicular drop” consiste em determinar a partir de que valores se considera uma pronação anormal. Brody (1982), Beckett e colaboradores (1992) e Mueller e colaboradores (1985), nos seus trabalhos referem que se deve considerar valores excessivos de “navicular drop” a partir de quinze, treze e dez milímetros, respetivamente. Porém, estes autores não têm em conta o tamanho do pé. Segundo Vinicombe e colaboradores (2001), para pés pequenos quinze milímetros de “navicular drop” poderá ser excessivo, enquanto que, para pés grandes esse valor poderá ser perfeitamente normal.

Quanto ao “navicular drift”, este é avaliado de forma semelhante ao “navicular drop”, apenas com a diferença de ser avaliado no plano transverso. Este teste é um indicador importante, pois avalia a quantidade de movimento no plano transverso associada à pronação do pé (Razeghi & Batt, 2002).

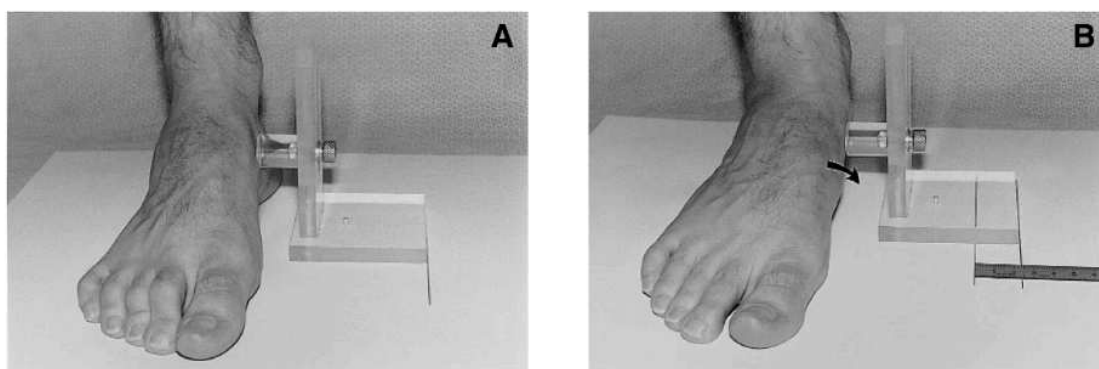


Figura 10 - Medição do “navicular drift”. O desvio medial da tuberosidade do escafoide é medida com a articulação SAG em posição neutra e o paciente em sedestação (A) e suportando 50% do peso corporal numa posição bípede (B) (adaptado de Menz, 1998).

Segundo Menz (1998), valores de “navicular drift” acima de nove milímetros são considerados anormais.

1.12 Biomecânica do primeiro raio

O primeiro raio, segundo Christensen e Jennings (2009) é formado pelo primeiro metatársico e primeiro cuneiforme, sendo um elemento importante no que toca à biomecânica do antepé e do pé em geral. Tal importância deve-se em parte ao facto da articulação metatársicocuneiforme se encontrar no local de intersecção dos arcos longitudinal interno e transverso do pé, contribuindo assim ativamente no controlo da integridade estrutural do mesmo (Glasoe, Yack, & Saltzman, 1999). Estes dois ossos são frequentemente considerados uma unidade funcional, devido a realizarem uma quantidade de movimento extremamente pequena entre si (Cornwall & McPoil, 2002).

O movimento do primeiro raio ocorre na articulação metatársicocuneiforme medial, na articulação metatársicocuneiforme intermédia e na articulação escafo-cuneiforme medial. Estas articulações individuais movem-se como um todo, e funcionam como uma unidade em torno de um único eixo (Roukis, Scherer, & Anderson, 1996).

O eixo do primeiro raio passa obliquamente da margem proximal, plantar e medial da tuberosidade do escafoide para o aspeto distal, dorsal e lateral da base do terceiro cuneiforme, tal como é possível visualizar através da figura 11. Este eixo encontra-se inclinado aproximadamente 45° a partir do plano sagital e frontal, tendo apenas com uma inclinação ligeira relativamente ao plano transversal (Roukis et al., 1996).

Segundo Shirk, Sandrey e Erickson (2006) existe uma forte relação entre a disfunção do primeiro raio e o desenvolvimento de patologias mecânicas do membro inferior, pelo que a sua avaliação é imprescindível quando se realiza uma avaliação biomecânica de todo o membro inferior.

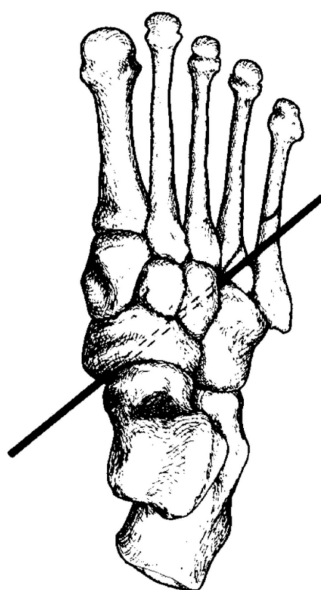


Figura 11 – Posição e orientação do eixo do primeiro raio (adaptado de Roukis et al., 1996).

1.12.1 Posição do primeiro raio

Segundo Root e colaboradores (1977), citado por Shirk e colaboradores (2006), o primeiro raio pode estar posicionado de três formas diferentes: (1) primeiro raio normal, quando este se encontra ao mesmo nível do segundo metatársico, (2) primeiro raio dorsifletido, quando o primeiro raio se encontra numa posição superior relativamente ao segundo metatársico e (3) primeiro raio plantarfletido, quando o primeiro raio se encontra numa posição inferior em relação ao segundo metatársico.

Christensen e Jennings (2009) afirmam que a posição funcional do primeiro raio está dependente da relação agonista-antagonista dos músculos peroneal lateral longo, tibial anterior e tibial posterior.

A elevação do primeiro raio relativamente ao segundo no plano sagital, poderá originar uma sobrecarga dos metatársicos menores e ser fonte da origem de patologias associadas à segunda articulação MTF, fraturas de stress dos metatársicos menores, neuromas interdigitais e metatarsalgias (Greisberg, Sperber, & Prince, 2012).

O mesmo autor, descreve ainda que um primeiro raio dorsifletido poderá ser um dos fatores etiológicos do hálux rigidus e que o inverso, ou seja, um primeiro raio plantarflexionado se encontra intimamente relacionado com a patologia dos ossos sesamoides (Greisberg et al., 2012).

Merriman e Turner (2002) referem que o primeiro raio pode ser classificado em flexível e rígido, sendo o primeiro raio dorsifletido rígido comumente denominado de “*metatarsus primus elevatus*”.

De igual forma ao descrito acerca do primeiro raio dorsifletido, o primeiro raio plantarflexionado também pode ser classificado em flexível e rígido. O primeiro raio plantarflexionado flexível, como o próprio nome indica, apresenta flexibilidade, reduzindo a sua posição inferior ao segundo metatarsiano quando o pé se encontra em carga. O primeiro raio plantarflexionado rígido, por outro lado, mantém-se na mesma posição tanto em carga como em descarga (Merriman & Turner, 2002).

1.12.2 Mobilidade do primeiro raio

Desde os primeiros estudos de Morton e seus colaboradores (1977), citado por Christensen e Jennings (2009), acerca da mobilidade dorsal do primeiro raio, que os clínicos se têm baseado na mobilidade estática no plano sagital usando como ponto de referencia a zona plantar da cabeça do segundo metatarsiano.

Segundo Greisberg e colaboradores (2012), a mobilidade do primeiro raio pode ser classificada em mobilidade dorsal e mobilidade total.

Para Merriman e Turner (2002), o primeiro raio numa situação de normalidade, exhibe uma mobilidade dorsal e plantar de cerca de cinco a dez milímetros em cada direção, tomando como ponto de referencia a cabeça do segundo metatarsiano. Roukis e colaboradores (1996) referem ainda, que a acompanhar a mobilidade dorsal do primeiro raio ocorre uma inversão proporcional do mesmo, e a acompanhar a mobilidade plantar ocorre uma eversão igualmente proporcional.

No entanto, Greisberg e colaboradores (2012), num estudo acerca da mobilidade dorsal e total do primeiro raio em várias patologias, verificou que a

mobilidade dorsal era em média de cerca de 2.5 milímetros e a mobilidade total de cerca de 6 milímetros.

Um outro estudo realizado por Allen e colaboradores (2004) acerca da mobilidade estática e dinâmica do primeiro raio, verificou que este apresentou uma mobilidade que variou entre 3.1 milímetros (considerado rígido) e 8 milímetros (considerado laxo).

Uma disfunção mecânica por parte do primeiro raio envolve a presença de um primeiro raio hipo ou híper móvel no plano sagital. O primeiro raio hipomóvel encontra-se relacionado com pressões plantares altas na zona da primeira cabeça metatársica, diminuindo a absorção de cargas por parte do arco longitudinal interno. O mesmo autor refere ainda que a diminuição da mobilidade do primeiro raio, encontra-se associada a lesões por “overuse” não só do pé como também de todo o membro inferior (Roukis et al., 1996).

Por outro lado, um primeiro raio hipermóvel encontra-se associado a patologias tais como o pé plano adquirido, a tendinite do músculo tibial posterior, a fascíte plantar, o síndrome de stress tibial medial e o desenvolvimento de joanetes (Roukis et al., 1996).

1.12.3 Primeira articulação metatársicofalângica

Para que a marcha ocorra de forma correta, o primeiro raio e a sua articulação MTF devem possuir uma mobilidade normal no plano sagital (Vallotton et al., 2010).

Joseph, em 1954, citado por Durrant e Chockalingam (2009) desenvolveu um dos primeiros estudos para avaliar a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF. Através da análise de radiografias de perfil em carga, concluiu que a primeira articulação MTF tinha amplitudes de flexão dorsal entre os 50 e os 75°.

A amplitude de movimento normal da primeira articulação MTF durante a marcha não é conhecida. Na literatura, encontram-se descritos valores de flexão dorsal do hálux que variam entre os 15 e os 90° (Beeson, Phillips, Corr, & Ribbans, 2008). No entanto, segundo Botek e Anderson (2011), para que a

amplitude de movimento da primeira articulação MTF seja considerada normal, esta deve realizar uma flexão dorsal de aproximadamente 65 a 75° durante o período propulsivo da fase da marcha.

Segundo Beeson (2004), existem vários factores que afectam o hálux durante o período propulsivo da fase da marcha. Estes são o funcionamento correcto dos sesamoides, a estabilidade do primeiro metatársico e uma correcta função muscular que garanta a estabilidade do hálux assim como da primeira articulação metatársicofalângica.

Bojsen-Moller (1979), citado por Clough (2005), descreveu pela primeira vez os dois eixos pelos quais o pé realiza a propulsão: um transverso (formado pelas cabeças metatársicas do primeiro e segundo dedos) e outro oblíquo (formado pelas cabeças metatársicas dos dedos menores).

Em condições normais, a propulsão deve ser realizada pelo eixo transverso, sendo este o mais eficaz. O eixo oblíquo, devido ao facto de não promover uma ativação do mecanismo de Windlass e consequente estabilização do pé, torna-se ineficaz, podendo originar patologias biomecânicas tais como sobrecargas dos metatársicos e lesões por “overuse” (Clough, 2005).

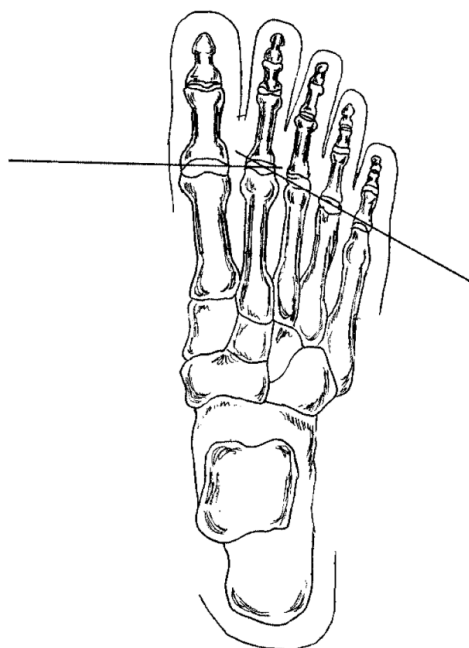


Figura 12 – Eixo transverso e oblíquo do antepé descrito por Bojsen-Moller (1979) (adaptado de Clough, 2005).

A primeira articulação MTF por si só, apenas consegue realizar aproximadamente 34° de flexão dorsal, o que é manifestamente insuficiente para que o pé possa evoluir corretamente para o período propulsivo do ciclo da marcha. De forma a que esta articulação possa aumentar exponencialmente a sua amplitude de flexão dorsal, é necessário que o primeiro raio realize flexão plantar. Só assim, a articulação consegue realizar os cerca de 65 a 75° de flexão dorsal, tão importantes para uma correta propulsão do pé durante a marcha (Clough, 2009).

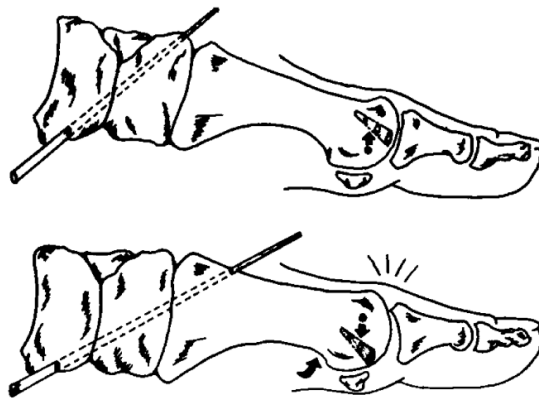


Figura 13 – Representação da localização do eixo de rotação da primeira articulação MTF com um primeiro raio plantarflexionado (em cima) e dorsiflexionado (em baixo) (adaptado de Roukis et al., 1996).

Caso estes pressupostos não se verifiquem, a progressão do pé durante o ciclo da marcha fica comprometida, ocorrendo uma marcha aporulsiva com uma elevação em bloco do pé ou desvio da pressão para a zona lateral deste (propulsão pelo eixo oblíquo) (Clough, 2005).

1.13 Teste de Jack

O teste de Jack foi descrito pela primeira vez em 1954 por Jack, e mais tarde por Hubscher, citado por Halstead e Redmond (2006), sendo o termo teste de Jack maioritariamente utilizado no continente Europeu e o termo teste de Hubscher no continente Americano.

Este teste permite avaliar manualmente a capacidade de flexão dorsal da primeira articulação MTF com o paciente numa posição bípede relaxada. Um teste de Jack positivo verifica-se quando o hálux consegue realizar flexão

dorsal livremente com uma resistência ao movimento mínima. A flexão dorsal do hálux deve acompanhar-se de uma elevação e aumento da rigidez por parte do arco longitudinal interno (ativação do mecanismo de Windlass). Por outro lado, um teste de Jack negativo verifica-se quando o examinador é incapaz de realizar flexão dorsal do hálux, sem que para isso seja necessário aplicar uma força excessiva (Halstead & Redmond, 2006).

Segundo Durrant e Chockalingam (2009) e Frowen e colaboradores (2010), o teste de Jack consiste numa alternativa de avaliação do HLF em bipedestação.

Devido ao facto de ser extremamente complicado prever as amplitudes de movimento da primeira articulação MTF durante a marcha, utiliza-se o teste de Jack como forma de prever o comportamento em dinâmica da articulação, sendo que, quando o teste é negativo assume-se a presença de um HLF (quando em descarga as amplitudes de movimento são normais) (Frowen et al., 2010).

Segundo Halstead e Redmond (2006), o teste de Jack assenta em dois pressupostos: (1) a amplitude de movimento da primeira articulação MTF afeta e é afetada pelo funcionamento do arco longitudinal interno e (2) o resultado do teste prevê a capacidade de flexão dorsal da primeira articulação MTF durante a marcha.

Apesar da grande utilidade deste teste e da sua grande utilização em ambiente clínico por parte da Ortopedia, da Fisioterapia e da Podologia, este teste está ainda muito pouco estudado.

1.14 Lunge Teste

O lunge teste consiste num teste relativamente simples que avalia e nos dá uma indicação da capacidade de flexão dorsal do complexo articular pé/tornozelo e da sua rigidez, seja esta provocada por uma limitação óssea, ligamentar ou muscular. A flexão dorsal deste complexo articular consiste numa combinação de movimentos em várias articulações incluindo a articulação tibiotársica, a articulação SAG e a articulação mediotársica (Bennell, Talbot, Wajswelner, Techovanich, & Kelly, 1998).

Para que as atividades funcionais do dia-a-dia possam ser realizadas normalmente, é necessária uma adequada amplitude de flexão dorsal do complexo pé/tornozelo. Em termos clínicos, a restrição deste movimento encontra-se muito frequentemente associada a imobilizações e após lesões. A restrição da flexão dorsal deste complexo contribui também para o desenvolvimento de lesões por “overuse” do membro inferior (Bennell et al., 1998).

Segundo Konor, Morton, Eckerson e Grindstaff (2012), as avaliações realizadas em bipedestação, são mais precisas e refletem melhor as amplitudes de movimento realizado durante as atividades funcionais tais como, caminhar, correr ou subir escadas. Bennell, Talbot, Wajswelner, Techovanich e Kelly (1998) relatam como vantagens da aplicação do lunge teste, o facto de ser monetariamente barato e requerer pouco tempo para se realizar, ser necessário equipamento mínimo e tal como referido pelo autor anterior, ser realizado em bipedestação.

Rabin e Kozol (2012) num estudo acerca da comparação entre a avaliação da flexão dorsal do complexo pé/tornozelo realizado em bipedestação e decúbito dorsal, concluiu que a avaliação realizada em bipedestação apresentou uma maior fiabilidade intra-examinador. O mesmos autores referem ainda que através da aplicação do lunge teste, é possível quantificar amplitudes de movimento de aproximadamente o dobro (sendo portanto mais próximo da amplitude real máxima) das amplitudes quantificáveis através da medição em decúbito dorsal.

Num estudo realizado por Bennell e colaboradores (1998), com o intuito de testar a validade intra e inter-examinador, verificaram que a amplitude de flexão dorsal do complexo pé/tornozelo em condições normais, é de aproximadamente 50°.

1.15 Ciclo da Marcha

O pé, é segundo Abboud (2002), a única parte do corpo Humano que atua sobre uma superfície externa proporcionando apoio, equilíbrio e estabilidade durante a marcha. O ciclo da marcha é por definição compreendido pelo intervalo entre dois apoios de calcanhar sucessivos do mesmo pé com o solo (Núñez-Samper & Alcázar, 2000).

Para que se possa compreender o funcionamento do ciclo da marcha, torna-se fundamental definir termos como cinemática, cinética, passo, comprimento do passo, comprimento do ciclo, velocidade, cadência, base de sustentação e ângulo da marcha. Assim, a cinemática caracteriza-se pelo estudo da posição e movimento das articulações enquanto que a cinética debruça-se sobre o estudo das forças que causam os movimentos (Fuller, 2000). O passo consiste no tempo ou espaço entre o apoio do calcanhar de um pé e o apoio do calcanhar contralateral. O comprimento do passo é a distância que existe entre os dois pés quando ambos se encontram em contacto com o solo. Por outro lado, o comprimento do ciclo define-se como a distância entre dois apoios de calcanhar consecutivos do mesmo pé. A velocidade é a distância em metros que o corpo percorre por unidade de tempo durante o movimento. Por cadência define-se o número de passos por unidade de tempo (uma cadência maior está associada a instabilidade durante a marcha). A base de sustentação define-se pela distância horizontal entre dois choques do calcanhar sucessivos. Por fim, o ângulo da marcha caracteriza-se pelo ângulo formado pelo eixo longitudinal do pé e pela linha de progressão no plano sagital (Frowen et al., 2010; Valmassy, 1996).

Para Valmassy (1996), o caminhar Humano pode ser dividido em três grandes fases, das quais constam a fase de desenvolvimento, na qual o movimento é iniciado desde um estado de repouso. Posteriormente, segue-se a fase rítmica, na qual é mantida uma velocidade constante de movimentos repetitivos, sendo a fase predominante da qual derivam quase todas as patologias relacionadas com a marcha. Por fim, a fase de decadência, caracteriza-se por uma desaceleração através da qual o corpo se prepara para parar.

O ciclo da marcha encontra-se dividido em duas fases: (1) fase de apoio e (2) fase de oscilação. A fase de apoio ocupa cerca de 60% do ciclo enquanto a fase de oscilação ocupa os restantes 40%. A fase de duplo apoio, que dura em média cerca de 10% do ciclo da marcha, ocorre duas vezes em cada ciclo (Abboud, 2002).

A fase de apoio consiste na parte do ciclo da marcha em que o pé se encontra em contacto com o solo, sendo iniciado pelo contacto do calcanhar de um dos pés e finalizado pela elevação digital do mesmo pé, possuindo quatro períodos. Assim, o primeiro período da fase de apoio, denominado de fase de contacto, é iniciado pelo contacto do calcanhar com o solo de um pé e pela elevação digital do pé oposto, ocupando 10% do ciclo da marcha e cerca de 18% da fase de apoio. Este período dura entre 0.1 e 0.15 segundos (Valmassy, 1996). Nesta fase, é formado um ângulo reto do pé com a perna, descrevendo com o solo um ângulo de aproximadamente 30°. A articulação coxofemoral encontra-se fletida cerca de 30°, o joelho quase totalmente estendido e a articulação do tornozelo em ligeira flexão dorsal. A nível das articulações do pé, a SAG supina ligeiramente e a articulação mediotársica encontra-se pronada no seu eixo oblíquo e supinada no seu eixo transversal (Abboud, 2002; Valmassy, 1996).

Com a ação das forças de reação do solo, a pelve e todo o membro inferior sofrem uma rotação interna, o tornozelo inicialmente realiza flexão plantar de forma a facilitar a absorção das forças, e posteriormente realiza uma flexão dorsal de aproximadamente 5°. A articulação SAG prona, havendo um movimento de flexão plantar e adução do astrágalo e flexão do joelho para uma melhor adaptação ao solo, enquanto que a articulação coxofemoral inicia um movimento de rotação externa e o membro oposto entra em oscilação, transferindo desta forma o peso para o membro de apoio (Frowen et al., 2010).

O segundo período denominado fase de médio-apoio inicia-se com o apoio total do antepé e termina com a elevação do calcâneo, ocupando cerca de 20% do ciclo da marcha e 30% da fase de apoio. Possui uma duração média de cerca de 0.24 segundos (Valmassy, 1996). Neste período, a articulação coxofemoral encontra-se em rotação externa, o joelho estende e o tornozelo

realiza flexão dorsal de cerca de 10°. A articulação SAG encontra-se pronada, no entanto, inicia o movimento de supinação diminuindo desta forma o paralelismo dos eixos da articulação mediotársica. No fim desta fase, a articulação SAG coloca-se em posição neutra e a articulação mediotársica prona nos seus dois eixos (Frowen et al., 2010; Núñez-Samper & Alcázar, 2000).

O terceiro período denomina-se de fase de propulsão ativa e consiste na porção entre a elevação do calcanhar do membro em contacto com o solo até ao apoio do calcanhar do pé oposto, ocupando 20% do ciclo da marcha e 30% da fase de apoio (Valmassy, 1996).

Por fim, o quarto período consiste na propulsão passiva e estende-se desde o período de contacto do calcanhar oposto até ao fim da elevação digital do membro de suporte. Ocupa cerca de 10% do ciclo da marcha e 20% da fase de apoio (Valmassy, 1996).

Nos últimos dois períodos da fase de contacto descritos por Valmassy (1996), todo o membro inferior se encontra em extensão colocando-se em ligeira flexão aquando do movimento. O centro de massa corporal é deslocado para o antepé, com o movimento anterior do tronco. O tornozelo realiza flexão plantar, enquanto que a articulação SAG supina, o eixo oblíquo da mediotársica supina e o longitudinal prona. Por fim, a primeira articulação MTF realiza flexão dorsal cumprindo-se assim a elevação digital (Núñez-Samper & Alcázar, 2000).

No que toca à fase de oscilação, esta tem início com a elevação digital e termina com o contacto do calcanhar do mesmo membro, sendo que, toda ela ocorre em cadeia cinética aberta. Nesta fase, o avanço do membro em oscilação é facilitado pela posição fletida da articulação coxofemoral e do joelho. O tornozelo encontra-se em máxima flexão plantar, tendo que realizar flexão dorsal rapidamente, de forma a poder entrar novamente em contacto com o solo. Devido à força muscular exercida, todo o pé irá pronar, enquanto que imediatamente antes do apoio do calcanhar e transição da fase de oscilação para nova fase de apoio, a articulação SAG supina (Abboud, 2002; Núñez-Samper & Alcázar, 2000; Valmassy, 1996).

Segundo Frowen e colaboradores (2010), é a fase de oscilação que nos dá a possibilidade de nos deslocarmos de um local para o outro e a força necessária para que o corpo se mova anteriormente.

Segundo Nuñez-Samper e Alcázar (2000) durante o ciclo da marcha, o pé apoia-se classicamente em quatro fases sucessivas: (1) apoio do calcanhar, (2) apoio do calcanhar, bordo externo e antepé, (3) apoio do antepé e (4) elevação digital. No entanto, Viladot em 1984 citado pelo mesmo autor realizou um estudo no qual constatou que esta forma clássica do apoio do pé apenas se verificava em cerca de 30% dos casos. Os restantes 70% apresentavam padrões compatíveis com as fases descritas por Levièvre (1982). As fases eram: (1) apoio do calcanhar, (2) apoio do calcanhar e antepé, (3) apoio do calcanhar, antepé e apoio fugaz do bordo externo, (4) apoio do antepé e (5) elevação digital.

1.16 Distribuição da Pressão Plantar

Segundo Frowen e colaboradores (2010), a determinação da pressão plantar é extremamente importante para se poder compreender e analisar as sobrecargas mecânicas no aparelho locomotor, sendo um bom detetor de influências negativas. Ávila (2003) descreve também a sua importância na avaliação de aspetos específicos de treino, permitindo implementar planos preventivos de lesão.

Rodriguez e colaboradores (2008), citado por Giovanetti (2009), refere que na posição ortostática, a distribuição da pressão num individuo é maior no calcâneo com cerca de 56.3% da pressão total, seguida do antepé com cerca de 24.3% da pressão, do mediopé, o qual suporta uma pressão de cerca de 16.1% e dos dedos com 3.3% da pressão total.

Um outro estudo levado a cabo por Cavangh, Rodgers e Liboshi (1987) citado por Souza (2010), refere que cada tornozelo suporta 50% do peso corporal, sendo essa força dividida em dois vectores, um para o calcâneo e outro para todo o antepé. O calcâneo suporta 57% a 60% da carga enquanto que o antepé os restantes 40% a 43%. A carga no antepé é dividida sob as cabeças

dos metatársicos, dos dedos e da região do mediopé na proporção de 28%, 4% e 8%, respetivamente. No entanto, durante o ciclo da marcha normal, Dananberg (2000) afirma que as pressões exercidas no antepé são indiscutivelmente superiores às exercidas no retropé.

Apesar de toda a região anterior do pé ter contacto com o solo durante a fase de apoio, segundo Viladot (1973) citado por Gheluwe, Dananberg, Hagman e Vanstaen (2006), a cabeça do primeiro metatársico e o hálux são os mais solicitados funcionalmente.

Para Greisberg, Sperber e Prince (2012) num pé Humano ideal, o primeiro raio deveria suportar uma larga percentagem das forças aplicadas em bipedestação.

A pressão plantar pode ser influenciada por variados fatores, tais como o peso do indivíduo, a velocidade do caminhar adotada pelo mesmo, a idade e o género (Gheluwe et al., 2006).

Segundo Álvarez (2008) as alterações morfológicas do pé, do ponto de vista biomecânico, têm consequências nas hiperpressões plantares, uma vez que mediante o tipo de pé, a área em contacto com o solo pode ser maior ou menor, influenciando diretamente a distribuição do peso pela planta do pé. Estas hiperpressões, podem provocar desconforto, dificultando por vezes a prática desportiva. No entanto, estes pontos de pressão podem também estar relacionados com estas, originando um maior desgaste de todo o mecanismo de amortecimento das cargas no pé (tecido adiposo e fáschia plantar) e consequente lesão.

Através da avaliação da pressão plantar, é possível avaliar as cargas provenientes do exterior a que o pé do indivíduo está sujeito. Desta forma é possível entender em muitas situações a causa e o comportamento de variadas patologias, tais como metatarsalgias, hálux valgus e hálux limitus (Frowen et al., 2010). Em caso de alteração, a avaliação das pressão plantar permite não só comparar mas também avaliar a progressão das patologias em si. Sendo o pé fundamental para uma percepção da dinâmica, se este se encontrar alterado, irá modificar o padrão do caminhar, levando a consequências no resto

do aparelho locomotor. Sendo assim, o estudo da pressão plantar torna-se essencial para se obter um estudo biomecânico completo (Botek & Anderson, 2011; Hild & McKee, 2011).

1.17 Entorses do tornozelo

Um dos maiores desafios para os profissionais de saúde que lidam diretamente com lesões desportivas consiste em saber quando um atleta se encontra recuperado, de forma a poder voltar em pleno à prática desportiva (Richie, 2006). As entorses do tornozelo representam 25% de todas as lesões traumáticas associadas à prática desportiva, pelo que é imprescindível, ter um conhecimento profundo acerca desta lesão por parte dos profissionais de saúde que lidam diretamente com atletas (Willems, Witvrouw, Delbaere, Cockb, & Clercq, 2005).

O complexo ligamentar lateral é constituído por três ligamentos: (1) ligamento peroneoastragalino anterior, (2) ligamento peroneocalcaneano e (3) ligamento peroneoastragalino posterior. Estes ligamentos atuam em sinergia para resistir à inversão do tornozelo. Já no complexo ligamentar medial, este é apenas constituído por um ligamento (ligamento deltoide) com duas camadas (uma superficial e outra profunda), tendo como função a estabilização da articulação em flexão plantar, no tilt em valgo e na rotação externa (Moreira & Antunes, 2008).

As entorses do tornozelo podem ocorrer tanto por inversão como por eversão, sendo que 85% ocorre por inversão (Verhagen, 2013).

Segundo Baravarian (2006) as entorses do tornozelo podem ser divididas em três graus: (1) primeiro grau, na qual ocorre entorse com um estiramento minor dos ligamentos, não afetando a integridade dos mesmos; (2) segundo grau, no qual ocorre entorse com uma lesão ligamentar parcial; e (3) entorse de terceiro grau, na qual a lesão ligamentar é total. Aquando da classificação de uma entorse, é também importante ter em conta o grau de instabilidade gerada e o número de ligamentos afetados, sendo que uma entorse de segundo grau com lesão dos ligamentos peroneoastragalino anterior e peroneocalcaneano, é

normalmente mais problemática que uma entorse de terceiro grau, com lesão única do ligamento peroneoastragalino anterior. Moreira e Antunes (2008) referem que nas entorses do tornozelo de segundo e terceiro graus, ocorrem frequentemente lesões coexistentes de estruturas periarticulares.

De uma forma geral, uma entorse do tornozelo recente é caracterizada por: (1) uma maior laxidez dos tecidos quando realizado o teste da gaveta anterior, (2) uma maior distensão dos tecidos quando realizados movimentos de varo e valgo do retropé, sugerindo uma instabilidade da articulação tibiotársica, (3) diminuição da proprioceptividade articular e (4) uma diminuição da força muscular, sendo esta mais acentuada nos músculos evertores (Willems et al., 2005).

O tratamento das entorses do tornozelo é na maioria dos casos conservador, sendo aplicado o protocolo PRICE. Deste protocolo, faz parte:

- Proteção;
- Repouso;
- Gelo que deve ser utilizado para reduzir a dor, minimizar o edema e diminuir a ocorrência de lesões secundárias;
- Compressão que deve ser aplicada para minimizar o edema;
- Elevação do membro afetado de forma a minimizar o edema (Kaminski et al., 2013; Moreira & Antunes, 2008).

Para o tratamento das entorses do tornozelo de primeiro e segundo graus, a reabilitação funcional é mais eficaz que a imobilização, enquanto que para as entorses do tornozelo de terceiro grau, o tornozelo deve ser imobilizado durante pelo menos dez dias e posteriormente implementados exercícios terapêuticos (Kaminski et al., 2013).

Moreira e Antunes (2008) referem ainda que para as entorses de terceiro grau a cirurgia é uma opção, no entanto, atualmente há uma tendência crescente para preferir o tratamento conservador nas entorses graves do tornozelo.

Apesar da frequência das entorses do tornozelo em atletas, a recuperação associada a estas lesões está longe do ideal. Os atletas com entorses do

tornozelo demonstram uma alta taxa de recidiva, sintomatologia duradoura, diminuição da qualidade de vida, redução dos níveis de atividade física ao longo da vida, uma maior propensão para o desenvolvimento de instabilidade crónica do tornozelo e um aumento do risco de osteoartrite do tornozelo. Assim, o tratamento destas lesões é um verdadeiro desafio para todos os profissionais de saúde que se dedicam à patologia desportiva (Kaminski et al., 2013).

1.18 Hállux Limitus e Hállux Rigidus

Em termos históricos, a diminuição da capacidade do hállux realizar flexão dorsal, estando este associado a um processo degenerativo da primeira articulação MTF, foi descrita por vários autores com diferentes denominações. A primeira referência foi feita por Nicoladoni (1881) denominando a alteração de hállux em martelo associado a pé plano, seguida de hállux flexus por Davies-Colley (1887), hállux rígidus por Cotterill (1887), hállux limitus por Hiss (1931) e hállux limitus funcional por Laird (1972) (Roukis, 2005).

Ainda não existe qualquer estudo válido que separe o termo hállux limitus de hállux rígidus quer a nível clínico quer a nível de diagnóstico. As definições contemporâneas utilizam o termo hállux limitus e hállux rígidus indistintamente (Beeson et al., 2008).

Segundo Franson e Baravarian (2007) a maioria da literatura ortopédica utiliza o termo “hállux rígidus” em vez de “hállux limitus”. Já na literatura podiátrica, o termo “hállux limitus” é o mais utilizado, sendo o termo “hállux rígidus” normalmente reservado para quando a amplitude de flexão dorsal do hállux se encontra severamente restrita, ou mesmo anquilosada.

O hállux limitus/rígidus é considerado uma patologia progressiva na qual a diminuição da amplitude de movimento e as alterações degenerativas da articulação são pontos-chave (Vanore et al., 2003).

Em termos clínicos, o hállux limitus/rígidus pode ser dividido em duas categorias: HLF e hállux limitus/rígidus estrutural. A sua diferenciação faz-se recorrendo à avaliação da amplitude da flexão dorsal do hállux em decúbito e

em bipedestação. O HLF apresenta diminuição da flexão dorsal apenas em bipedestação enquanto o hálux limitus/rígido estrutural apresenta diminuição da flexão dorsal tanto em decúbito como em bipedestação.

A etiologia do hallux limitus/rígido é há já muito tempo discutida. Segundo Roukis (2005) as causas mais prováveis são a artrite sistêmica, doenças neuromusculares, trauma, distúrbios biomecânicos do funcionamento normal do pé ou iatrogenia. Beeson (2004) vai mais longe enumerando um conjunto de fatores passíveis de poder dar início ao desenvolvimento do hálux limitus/rígido. Assim, os fatores descritos são: (1) primeiro raio hipermóvel, (2) primeira cabeça metatársica aplanada ou quadrada, (3) primeiro metatársico maior ou com o mesmo comprimento do segundo, (4) primeiro raio dorsifletido (sendo que alguns autores poderão considerar esta alteração como consequência e não como uma causa), (5) anquilose dos sesamoides com a cabeça do primeiro metatársico, (6) anquilose da primeira articulação MTF secundária a gota, artrite psoriática, artrite reumatoide ou trauma, (7) eversão do pé durante a propulsão resultando numa pronação anormal, (8) osteocondrite dissecante, (9) iatrogenia e (10) fraturas osteocondrais.

Na tabela 1 é possível observar uma das classificações mais bem aceites do hálux limitus/rígido. Esta classificação foi elaborada por Drago, Oloff e Jacobs em 1984 (Visser, Day, & Sills-Powell, 2013).

Tabela 1 - Classificação do hállex limitus/rígido segundo Drago, Oloff e Jacobs (adaptado de Visser, Day, & Sills-Powell, 2013).

Grau	Descrição	Achados radiológicos	Achados clínicos
1	Limitus funcional	" <i>Metatarsus primus elevatus</i> ", subluxação plantar da falange proximal, sem sinais radiológicos de degeneração articular	Dor no fim do movimento articular
2	Adaptação articular	Exostose dorsal, esclerose subcondral, esclerose peri-articular, aplanamento da cabeça do primeiro metatársico, possível desenvolvimento de defeitos osteocondrais	Amplitude articular passiva limitada
3	Destruição articular estabelecida	Quistos ósseos subcondrais, aplanamento severo da articulação, exostoses severas, perda de espaço articular assimétrico, defeitos osteocondrais da cabeça do primeiro metatársico, perda de cartilagem articular	Grau 2 com crepitação e dor aquando da flexão dorsal máxima
4	Anquilose	Obliteração do espaço articular, corpos livres no espaço intra-articular	Grau 3 com menos de 10° de flexão dorsal máxima, possível anquilose total

1.18.1 Tratamento

O tratamento do hállex limitus/rígido apresenta uma grande variedade de opções sejam elas conservadoras, utilizadas normalmente em pacientes com hállex limitus/rígido em estadios mais iniciais e que não comprometam a qualidade de vida de forma acentuada, ou cirúrgicas, reservadas para pacientes com hállex limitus/rígido em estadios mais avançados e nos quais já existe anquilose da articulação (Grady, Axe, Zager, & Sheldon, 2002).

1.18.1.1 Tratamento conservador

Canale e Beaty (2013) referem que a literatura suporta o uso de tratamentos não-cirúrgicos numa fase inicial, sem partir desde logo para qualquer tipo de tratamento cirúrgico, apesar de na maioria dos pacientes ser necessário alguma correção cirúrgica de forma a diminuir a dor e melhorar a função.

Em termos conservadores, o tratamento do hállex limitus/rígido possui uma grande variedade de opções tais como: (1) fisioterapia, (2) injeções de corticoides peri ou intra-articulares, (3) calçadoterapia, (4) ortóteses plantares e (5) medicamentos anti-inflamatórios (Grady et al., 2002).

Através da fisioterapia, é possível utilizar variadas técnicas de tração e manipulação de forma a poder melhorar a amplitude de movimento articular. Outras técnicas utilizadas são a hidroterapia e a utilização de ultra-sons, que, se mostram bastante eficazes na diminuição da dor decorrente (Grady et al., 2002; Talarico, Vito, Goldstein, & Perler, 2005).

A modificação do calçado também demonstra bons resultados. Esta inclui: (1) a diminuição da altura do tacão, promovendo assim um funcionamento mais fisiológico da primeira articulação MTF, (2) calçado com uma sola mais rígida, diminuindo assim o movimento da primeira articulação MTF, (3) calçado com sola em forma de “*rocker*”, o qual ajuda na propulsão e diminui a solicitação da primeira articulação MTF e (4) o uso de um calçado com largura e altura suficientes para acomodar melhor todo o antepé (Franson & Baravarian, 2007; Grady et al., 2002).

O uso de ortóteses plantares é também um método eficaz de tratamento conservador do hállux limitus/rígidos. No entanto, Franson e Baravarian (2007) alertam para o facto de ser importante seleccionar cuidadosamente os pacientes nos quais o uso de ortóteses plantares poderá ser benéfico, de forma a maximizar os resultados obtidos. O tipo de população-alvo para este tipo de tratamento dirige-se normalmente para pacientes jovens com pouca degeneração articular e com uma história de dor associada de curta duração.

As ortóteses plantares são normalmente utilizadas com variadas modificações tais como: (1) prolongamento de Morton, utilizado para ferulizar a primeira articulação MTF e desta forma diminuir a sua solicitação e (2) barras metatársicas, utilizadas para diminuir a pressão exercida sobre a primeira articulação MTF (Caselli, 2004; Franson & Baravarian, 2007; Grady et al., 2002).

1.18.1.2 Tratamento cirúrgico

O tratamento cirúrgico tem como objectivos a diminuição da dor e consequente melhoria da qualidade de vida e o aumento da capacidade de flexão dorsal da primeira articulação MTF (excepto quando se realiza uma artrodese) (Beeson, 2004).

Dentro do tratamento cirúrgico existe uma grande variedade de técnicas que podem ser usadas para o tratamento do hálux limitus/rigidus, sendo que, a técnica escolhida depende de um certo número de fatores que podem influenciar o resultado cirúrgico e, como tal, devem ser tidos em conta. Estes fatores são: (1) a idade do paciente, (2) o nível de atividade física, (3) o estado da primeira articulação MTF incluindo os sesamoides, ou seja, a quantidade de alterações degenerativas presentes radiologicamente e durante a cirurgia, (4) a quantidade de deformação presente, (5) a quantidade de perda de amplitude articular da primeira articulação MTF, (6) o comprimento do primeiro metatársico, (7) o comprimento da falange proximal, (8) a posição do primeiro raio no plano sagital; (9) o tamanho dos ossos sesamoides e a sua posição em relação à primeira articulação MTF, (10) a presença de doenças metabólicas subjacentes, tais como a gota, (11) a experiência cirúrgica do cirurgião com as técnicas disponíveis e (12) a motivação e expectativa do paciente (Beeson, 2004).

Quanto às técnicas cirúrgicas disponíveis para o tratamento do hálux limitus/rígido estas incluem: (1) queilectomia, (2) artroplastias de excisão, as quais incluem a artroplastia de Keller; a artroplastia capsular de interposição; a artroplastia tendinosa de interposição; e a artroplastia de Valenti, (3) osteotomia distal do primeiro metatársico, a qual inclui as técnicas de Watermann; a modificação Green-Watermann; a osteotomia de Youngswick; a osteotomia de Youngwick-Austin; e a osteotomia oblíqua distal, (4) a osteotomia proximal do primeiro metatársico, a qual inclui a técnica de Lapidus, (5) a artroplastia com colocação de implante podendo este ser parcial ou total e, por fim, (6) a artrodese. São também utilizados procedimentos de libertação de tecidos moles e de libertação/excisão dos ossos sesamoides (Beeson, 2004; Canale & Beaty, 2013; Grady et al., 2002).

1.19 Hálux Limitus Funcional

O HLF consiste num diagnóstico totalmente separado e distinto do hálux limitus/rígido estruturado descrito anteriormente (Clough, 2009) Consiste numa patologia implicada numa grande variedade de distúrbios da marcha,

sendo que, esses distúrbios contribuem para a disfunção dos membros inferiores e coluna vertebral (Clough, 2005).

Em termos descritivos, o HLF consiste numa limitação da mobilidade da primeira articulação MTF em cadeia cinética fechada sem que, no entanto, esta esteja comprometida em cadeia cinética aberta (Clough, 2005).

Para Vallotton e colaboradores (2010) o termo HLF é caracterizado como uma entidade clínica na qual a flexão dorsal da primeira articulação MTF se encontra limitada a menos de 40° durante a segunda metade da fase de apoio único do ciclo da marcha, apesar de possuir uma amplitude de movimento de 50 ou mais graus quando o pé se encontra plantarflexado.

O principal fator etiológico do HLF é, segundo Vallotton e colaboradores (2010), a tenodese do tendão do músculo longo flexor do hálux na goteira retroastragalina. Já em 1982 Hamilton tinha descrito uma tenosinovite do mesmo tendão em dançarinas de ballet que causava um “pseudo hálux rígidus”. Beeson (2004) e Scherer (2007) referem também que uma fásia plantar encurtada é uma fonte potencial de restrição da flexão dorsal da primeira articulação MTF e consequente HLF.

A identificação do HLF através da análise do ciclo da marcha ou da análise baropodométrica requer muita experiência, equipamentos dispendiosos e bastante tempo, o que a torna numa patologia pouco pesquisada e sobrevalorizada clinicamente (Clough, 2009).

São várias as alterações dos padrões biomecânicos realizadas por pacientes com HLF. Estas podem incluir: (1) desvios relativos ao centro de pressão (determinado pela medição da pressão plantar dentro do calçado), (2) aumento da pronação das articulações SAG e mediotársica, (3) torção do pé em abdução (de forma a que o corpo possa mover o seu peso em torno da articulação), (4) elevação precoce do calcanhar, (5) perda da extensão completa da articulação do joelho durante o período propulsivo e (6) hiperextensão da articulação interfalângica do hálux (Caselli, 2004; Payne, Chuter, & Miller, 2002). Os mesmos autores referem ainda que em 72% dos

pés com pronação da articulação mediotársica verificou-se um teste de HLF positivo, sendo utilizada uma amostra com pés assintomáticos.

Os sinais clínicos iniciais de um HLF, segundo Frowen e colaboradores (2010), são subtis e podem passar despercebidos. O paciente normalmente apresenta-se assintomático, com uma marcha apropulsiva e uma abdução do antepé durante a elevação digital do ciclo da marcha.

Dananberg em 1999, citado por Payne e seus colaboradores (2002), descreveu um teste que denominou de teste de HLF, que quando aplicado, verificava que a primeira articulação MTF se tornava rígida com perda de amplitude articular. Este teste era realizado colocando a articulação SAG em posição neutra e exercendo uma pressão em sentido dorsal na zona plantar do primeiro raio. Com este procedimento, Dananberg (1999) verificou que o hálux em determinados pacientes era incapaz de realizar flexão dorsal ficando bloqueado.

Clough (2009), descreveu posteriormente uma adaptação do teste descrito por Dananberg (1999), o qual deixou de colocar a articulação SAG em posição neutra, passando a colocar a articulação tibiotársica em flexão dorsal máxima. O mesmo autor justifica tal alteração com o facto de ser mais fácil de ser utilizado em ambiente clínico, e de autores como McPoil e Cornwall (1994) descreverem que durante o apoio total do pé, a articulação SAG não se encontra em posição neutra.

Vallotton e seus colaboradores em (2010) descreveram um outro teste, denominado de teste de alongamento do músculo longo flexor do hálux, muito semelhante ao descrito por Clough em (2009) com a diferença da articulação tibiotársica ser colocada a 90° de flexão dorsal.

1.19.1 Tratamento

Quanto ao tratamento do HLF, Clough (2009) refere que a abordagem conservadora apresenta excelentes resultados visto esta alteração ser causada por um problema funcional e não estrutural.

Assim, vários autores tais como Grady e colaboradores (2002), Franson e Baravarian (2007), Scherer (2007) e Clough (2009) recomendam que o tratamento seja realizado através de ortóteses plantares, existindo para esse efeito três filosofias diferentes: (1) a utilização de “cut-out” da primeira cabeça metatársica ou de todo o primeiro raio, encorajando assim a flexão plantar do primeiro raio e conseqüente melhoria da flexão dorsal do hálux; (2) a utilização de uma extensão de Morton reversa, a qual tem o mesmo objectivo do cut-out; e (3) utilizando um pré-carregamento do hálux, através de uma cunha sob o mesmo, permitindo assim um melhor funcionamento do primeiro raio e conseqüente melhoria da flexão dorsal do hálux.

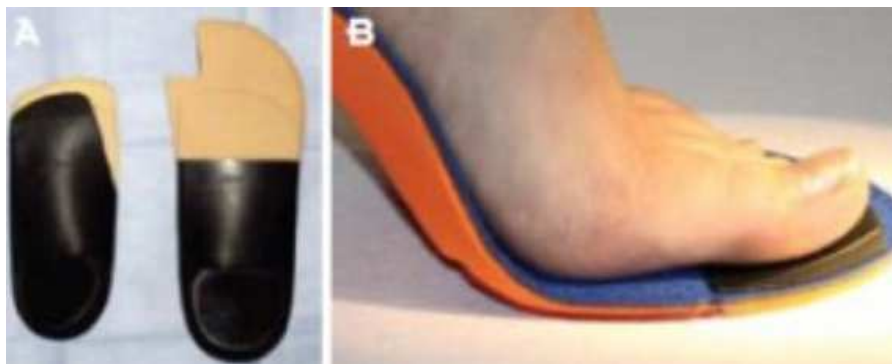


Figura 14 - Opções de ortóteses plantares para o HLF: A – “Cut-out” do primeiro raio e extensão de Morton reversa; B - Cunha utilizada para pré-carregamento do hálux (adaptado de Clough, 2009).

Frowen e colaboradores (2010) referem ainda que as ortóteses plantares utilizadas para tratar um HLF devem controlar a pronação que ocorre durante a marcha, mantendo a articulação SAG em posição neutra, estabilizando a articulação mediotársica e controlando a hipermobilidade do primeiro raio.

Por outro lado, Vallotton e colaboradores (2010) defendem uma outra estratégia de tratamento do HLF. Segundo estes autores, a mobilização da articulação SAG seguida de fisioterapia, mostra-se eficaz na libertação da tenodese do músculo longo flexor do hálux, a qual defendem ser a etiologia mais comum do aparecimento de um HLF. Nos casos em que a mobilização

referida não surte efeito ou ocorrem recidivas constantes, estes autores recomendam a que tenodese seja libertada através de uma sinovectomia endoscópica ou aberta.

2 Objetivos e hipóteses

Os objetivos deste trabalho foram divididos em objetivo principal e objetivos secundários.

Assim, o objetivo principal deste estudo consiste em verificar se a mobilização da articulação SAG aumenta a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF em jogadores de futebol com HLF.

- Hipótese H_0 : a mobilização da articulação SAG não aumenta a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF em jogadores de futebol com HLF;
- Hipótese H_1 : a mobilização da articulação SAG aumenta a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF em jogadores de futebol com HLF.

Os objetivos secundários são:

Objetivo 1: Conhecer a prevalência de HLF.

- Hipótese H_0 : o HLF é pouco prevalente;
- Hipótese H_1 : o HLF é muito prevalente;

Objetivo 2: Verificar se existe relação entre a morfologia digital e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre a morfologia digital e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre a morfologia digital e o HLF.

Objetivo 3: Verificar se existe relação entre a morfologia metatársica e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre a morfologia metatársica e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre a morfologia metatársica e o HLF.

Objetivo 4: Verificar se existe relação entre o tipo de pé e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o tipo de pé e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o tipo de pé e o HLF.

Objetivo 5: Verificar se existe relação entre o desvio do calcanhar em carga e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o desvio do calcanhar em carga e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o desvio do calcanhar em carga e o HLF.

Objetivo 6: Verificar se existe relação entre o índice de postura do pé e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o índice de postura do pé e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o índice de postura do pé e o HLF.

Objetivo 7: Verificar se existe relação entre o teste de Jack e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o teste de Jack e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o teste de Jack e o HLF.

Objetivo 8: Verificar se existe relação entre o Lunge teste e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o Lunge teste e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o Lunge teste e o HLF.

Objetivo 9: Verificar se existe relação entre o “navicular drop” e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o “navicular drop” e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o “navicular drop” e o HLF.

Objetivo 10: Verificar se existe relação entre o “navicular drift” e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o “navicular drift” e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o “navicular drift” e o HLF.

Objetivo 11: Verificar se existe relação entre a posição do primeiro raio e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre a posição do primeiro raio e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre a posição do primeiro raio e o HLF.

Objetivo 12: Verificar se existe relação entre a mobilidade dorsal do primeiro raio e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre a mobilidade dorsal do primeiro raio e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre a mobilidade dorsal do primeiro raio e o HLF.

Objetivo 13: Verificar se existe relação entre a mobilidade total do primeiro raio e o HLF;

- Hipótese H_0 : não existe relação entre a mobilidade total do primeiro raio e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre a mobilidade total do primeiro raio e o HLF.

Objetivo 14: Verificar se existe relação entre a ocorrência de entorses do tornozelo e o HLF;

- Hipótese H_0 : não existe relação entre a ocorrência de entorses do tornozelo e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre a ocorrência de entorses do tornozelo e o HLF.

Objetivo 15: Verificar se existe relação entre o paralelismo antepé/retropé e o HLF.

- Hipótese H_0 : não existe relação entre o paralelismo antepé/retropé e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre o paralelismo antepé/retropé e o HLF.

Objetivo 16: Verificar se existe relação entre a mobilidade da articulação SAG e o HLF;

- Hipótese H_0 : não existe relação entre a mobilidade da articulação SAG e o HLF;
- Hipótese H_1 : existe relação entre a mobilidade da articulação SAG e o HLF.

Objetivo 17: Verificar se a distribuição da pressão plantar altera após a mobilização da articulação SAG em jogadores de futebol com HLF.

- Hipótese H_0 : a distribuição da pressão plantar não altera após a mobilização da articulação SAG;
- Hipótese H_1 : a distribuição da pressão plantar altera após a mobilização da articulação SAG.

3 Metodologia

3.1 Ética de uma investigação

Atualmente, a maioria dos estudos que estão implicados na medicina mencionam questões éticas nas suas pesquisas (Sardenberg, Muller, Pereira, Oliveira, & Hossine, 1999).

A declaração de Helsínquia, adoptada pela Associação Médica Mundial, em 1964, sendo posteriormente alterada em Tóquio (1975), Veneza (1983), Hong Kong (1989) e Sommerset West (1996) e por último em Edimburgo (2000), constitui um documento oficial da organização internacional representativa dos médicos e reflecte desde a sua adopção, a magna carta da experimentação levada a cabo em seres Humanos (Osswald, 2001).

Foi em Edimburgo (2000), que a Associação Médica Mundial rectificou a declaração de Helsínquia, introduzindo novas ideias de forma a garantir e aumentar os direitos dos seres Humanos e dos investigadores (Osswald, 2001).

Segundo Witts (2004) citado por Haddad (2004), os princípios éticos são fáceis de serem estabelecidos teoricamente, no entanto muito difíceis de serem aplicados na prática. Posto isto, o mesmo, referiu três princípios fundamentais de ética médica em pesquisas com seres humanos: (1) devendo haver consentimento prévio, sendo este livre e consciente em participar na experimentação clínica; (2) a experimentação deve dar algum benefício para a humanidade, não podendo ser obtido de outra forma e (3) esta deve evitar todo o risco e sofrimento físico e mental desnecessário.

Em investigação científica, deve sempre manter-se a fidelidade dos dados recolhidos e dos resultados obtidos, de forma a não se obterem conclusões enviesadas (Carmo & Ferreira, 2008).

3.2 Declaração de consentimento informado

O consentimento informado teve origem após a segunda Guerra Mundial com a formulação do Código de Nuremberg em Agosto de 1947. O mesmo foi elaborado devido às acusações feitas aos médicos nazis por realizarem experiências com prisioneiros de Guerra (Shuster (1997) citado por Ribeiro, (2002).

O referido código é constituído por 10 princípios que visam salvaguardar os direitos dos sujeitos susceptíveis de participar em investigações científicas. Assim, o aspecto mais importante deste código consiste na obrigatoriedade da realização do consentimento informado na investigação com seres Humanos (Ribeiro, 2002).

A investigação, quando aplicada a seres humanos, pode causar danos aos direitos e liberdades da pessoa. Desta forma, qualquer pessoa que participe numa investigação, deve ser capaz de decidir livremente sobre a sua participação ou não na referida investigação (Fortin, 2003).

O investigador deve assegurar que o seu estudo é o menos invasivo possível e que a intimidade dos sujeitos está protegida. O participante tem o direito de decidir sobre a extensão da informação a dar ao participar numa investigação (Fortin, 2003).

Assim, torna-se importante que o investigador faculte aos colaboradores um formulário que elucide os mesmos sobre os objectivos a atingir. Os colaboradores têm o direito de desistirem da investigação sem qualquer justificação prévia (Fortin, 2003).

Em anexo encontra-se um modelo de consentimento informado utilizado na investigação.

3.3 Tipo de estudo

Quando se questiona qual o tipo de estudo a realizar, devemos ter atenção a questão de investigação colocada e os conhecimentos que se têm no momento em que se inicia a investigação (Fortin, 2003).

É através da questão de investigação, que se caracteriza por uma interrogação explícita relativa a um domínio que se pretende explorar, com vista a obter novas informações que conseguimos definir o tipo de estudo a utilizar (Fortin, 2003).

Com base nesta problemática e nos objetivos da pesquisa, o tipo de estudo realizado foi um estudo exploratório-descritivo de nível II. Este, consiste no documentar e comunicar uma experiência, explorar conceitos, explorar e descrever fenômenos e identificar relações (Fortin, 2003).

Considerou-se um estudo de nível II pelo facto de existirem conhecimentos prévios sobre o tema em estudo, o qual foi apresentado no enquadramento teórico, e por comportar pelo menos dois conceitos: a mobilização da articulação SAG e o HLF em jogadores de futebol, podendo conduzir à descoberta de relações entre os fatores em estudo (Fortin, 2003).

3.4 Meio

A colheita de dados para este trabalho foi feita nos departamentos médicos dos clubes de futebol da União Desportiva Lavrense e Padroense Futebol Clube. Foi efectuada desde o dia um de Novembro de 2012 ao dia onze de Janeiro de 2013, todas as quartas, quintas e sextas-feiras de cada semana, da parte da tarde, das 17h às 20h (dias – 1 e 2; 7, 8 e 9; 14, 15 e 16; 21, 22 e 23; 28, 29 e 30 de Novembro; 5, 6 e 7; 12, 13 e 14; 19, 20 e 21; 26, 27 e 28 de Dezembro e 9, 10 e 11 de Janeiro).

3.5 População e amostra

Segundo Fortin (2003), uma população consiste num conjunto de sujeitos que partilham características comuns, definidas através de um conjunto de critérios. Quando uma população em particular é submetida a um estudo, esta denomina-se de população alvo. Em qualquer trabalho de amostragem é fundamental ter bem presente a definição da população a estudar, assim como dos elementos que a compõem.

A amostra é definida por Fortin (2003) como “*um subconjunto de uma população ou de um grupo de sujeitos que fazem parte de uma mesma população*” (p. 202).

Esta deve ser representativa da população visada, ou seja, as características da população alvo devem estar enquadradas com as da amostra selecionada.

Neste estudo foi selecionada uma amostra intencional com 80 atletas de futebol dos escalões júnior e sénior.

3.5.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos todos os atletas praticantes de futebol federado à pelo menos cinco anos, que jogassem atualmente no escalão júnior ou sénior. Todos os atletas deveriam apresentar uma amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF de no mínimo 50°. Todos os atletas incluídos leram e assinaram o consentimento informado. Para os atletas com idade inferior a 18 anos obteve-se o consentimento dos encarregados de educação.

3.5.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo todos os atletas lesionados no momento da avaliação ou em processo de recuperação, todos os que tenham sido alvo de qualquer tipo de cirurgia ao pé ou ao tornozelo e todos os atletas com historial de fratura a nível do pé ou tornozelo. Foram também excluídos os atletas ou encarregados de educação que se recusaram a assinar o consentimento informado.

3.6 Materiais e métodos

Durante o estudo foram utilizados diferentes materiais e métodos que permitiram realizar a colheita de dados para posterior avaliação e análise. Os materiais utilizados foram os seguintes:

- Folha de recolha de dados;
- Lápis demográfico – Dixon;
- Podoscópio – Guy Capron;
- Pedígrafo – Guy Capron;

- Régua de perthes – Fresco;
- Dispositivo EMC modificado;
- Inclínómetro digital - Bevelbox[®]
- Goniómetro - Fresco;
- Computador HP;
- Máquina fotográfica Olympus[®] com 12 megapixels;
- Plataforma Footscan[®] RSscan INTERNATIONAL.

O lápis demográfico foi utilizado para traçar a linha de helbing e para marcar o ponto da tuberosidade do escafoide na determinação do “navicular drop” e “navicular drift” tal como utilizado por Pietrobon e Filho (2006), citado por (Silva, 2008). Foram considerados valores aumentados de “navicular drop”, os superiores a quinze milímetros e de “navicular drift”, os superiores a nove milímetros.

O podoscópio consiste num aparelho que permite a visualização direta da impressão plantar do pé, através de espelhos que podem ter, ou não, luz fluorescente para se conseguir uma melhor visualização assim como verificar onde são os pontos de maior pressão. Uma das vantagens do podoscópio é ser um exame rápido para a visualização da impressão plantar enquanto que a desvantagem é que não é mensurável e perde-se a imagem sempre que o individuo levante o pé (Fuente, 2003). O podoscópio foi utilizado para avaliar o desvio do calcanhar em carga e o índice de postura do pé. Para estas avaliações foi construído especificamente para este estudo um suporte, para colocar uma máquina fotográfica que permitiu fotografar a postura do pé com a máquina sempre à mesma distância e altura do podoscópio. As fotografias realizadas tinham o objetivo de ajudar na caracterização da postura do pé.



Figura 15 - Podoscópio, máquina fotográfica e suporte para a máquina fotográfica utilizados.

O pedígrafo foi utilizado para reproduzir o apoio do pé (pedigrafia), para posteriormente ser possível classificá-lo mediante a técnica descrita por Viladot (Silva, 2008).

A régua de perthes, foi utilizada para avaliar o desvio do calcâneo em carga e o “navicular drop”, tal como utilizado por (Silva, 2008).

O dispositivo EMC modificado foi utilizado para avaliar a mobilidade dorsal e total do primeiro raio. Segundo Greisberg e colaboradores (2012), este dispositivo consiste em duas pequenas régua de metal dobradas em ângulo reto, sendo uma colocada por baixo da primeira cabeça metatársica e a outra colocada por baixo das cabeças metatársicas do segundo ao quinto metatársicos. Consoante a mobilidade do primeiro raio é testada, é possível visualizar diretamente na régua a amplitude de movimento verificada. Foram considerados valores de mobilidade dorsal superiores a 2.5 milímetros e de mobilidade total valores superiores a 6 milímetros.

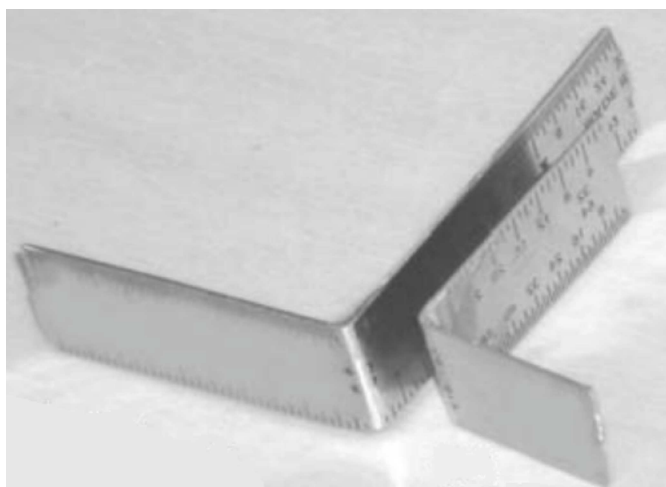


Figura 16 – Dispositivo EMC modificado (adaptado de Greisberg et al., 2012).

O inclinómetro digital foi utilizado para avaliar a amplitude de flexão dorsal do complexo pé/tornozelo, tal como descrito e utilizado por Bennell e colaboradores (1998).



Figura 17 – Inclinómetro digital.

O goniómetro foi utilizado para avaliar a mobilidade da articulação SAG e a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF tal como descrito e avaliado por Jones e Curran (2012).

A tabela 2 foi utilizada para classificar os atletas com HLF (antes e após a mobilização da articulação SAG), mediante a amplitude verificada (com a aplicação do teste de HLF) durante a avaliação (Vallotton et al., 2010).

Tabela 2 - Classificação da amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF com a aplicação do teste de HLF (retirado de Vallotton et al., 2010).

Classificação	Amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF
Grau 0	Aproximadamente 90º
Grau 0 +	45º a 90º
Grau 1	Aproximadamente 45º
Grau 1 +	0º a 45º
Grau 2	Aproximadamente 0º
Grau 2 +	Presença de flexão plantar espontânea quando a articulação do tornozelo está em flexão dorsal

A plataforma de pressão plantar RSscan utilizada possui 4096 sensores com um comprimento de 0.5 metros, largura de 0.4 metros e altura de 0.008 metros. Apresenta uma superfície de sensores ativa de 0.48 metros de comprimento e 0.32 metros de largura (RSscan, 2006).



Figura 18 – Plataforma de pressão plantar RSscan.

Através da plataforma de pressão plantar, os atletas foram avaliados em dinâmica registando-se posteriormente os seguintes parâmetros:

- Tempo de início de apoio;
- Tempo de fim de apoio;
- Percentagem de contacto;
- Pressão maxima;
- Impulso.

3.7 Procedimentos

Previamente à recolha de dados, os atletas numa primeira instância leram e assinaram a declaração de consentimento informado. Depois de ter sido certificado que não havia factores que pudessem excluir os mesmos do estudo, estes facultaram algumas informações pessoais assim como historial lesional da sua prática desportiva. As informações recolhidas foram a data de

nascimento, membro inferior dominante (determinado mediante o pé de remate preferido atleta), anos de prática desportiva, posição em campo e os antecedentes de entorse do tornozelo.

Inicialmente foi realizada a avaliação em estática. Foi pedido aos atletas que se deitassem em decúbito dorsal numa marquesa de forma a avaliar vários parâmetros em descarga. Assim, foi inicialmente avaliada a morfologia digital e metatársica. De seguida, através de um goniómetro foi avaliada a amplitude de flexão dorsal máxima da primeira articulação MTF, com a articulação do tornozelo em flexão plantar, de forma a não haver qualquer tipo de restrição do movimento articular (o goniómetro foi colocado com o braço proximal alinhado com a diáfise do primeiro metatársico, e com o braço distal alinhado com o hálux. O centro do goniómetro encontrava-se alinhado com a primeira articulação MTF). Esta medição foi repetida dez vezes, sendo registado o valor da moda dos valores obtidos.

O primeiro raio foi de seguida avaliado em três critérios. Foi avaliada inicialmente a posição do mesmo em relação aos restantes (posição do primeiro raio). Com a articulação SAG em posição neutra e com a mão passiva na quarta e quinta cabeças metatársicas, estabeleceu-se com a mão ativa, através de palpação a localização da primeira cabeça metatársica. Caso esta estivesse alinhada com as restantes, o primeiro raio estaria em posição neutra. Se estivesse numa posição superior às restantes, o primeiro raio estaria dorsifletido e caso estivesse numa posição inferior às restantes, este seria considerado como plantarfletido. De seguida, com o dispositivo EMC foi avaliada a mobilidade dorsal do primeiro raio. Novamente com a articulação SAG em posição neutra foi colocada uma das réguas na zona plantar das quatro cabeças metatársicas laterais e a outra régua na zona plantar da primeira cabeça metatársica. Após posicionado o dispositivo, foi aplicada força na régua sob a primeira cabeça metatársica em sentido dorsal de forma a realizar flexão dorsal do primeiro raio. Este procedimento foi repetido dez vezes, sendo registado o valor da moda. Por fim, foi também avaliada a amplitude de movimento total do primeiro raio. Para tal, foi utilizada a mesma técnica aplicada para avaliar a mobilidade dorsal do primeiro raio com o

acréscimo da medição da mobilidade plantar do primeiro raio. Posteriormente, o mesmo foi somado ao da mobilidade dorsal, obtendo-se assim a mobilidade total. Para esta avaliação foi também registado o valor da moda das dez medições.

Posteriormente foi pedido aos atletas que se deitassem em decúbito ventral, de forma a poder avaliar o paralelismo antepé/retropé e a mobilidade da articulação SAG. Com o atleta relaxado foi pedido que fletisse o joelho e anca contra lateral ao pé a ser avaliado, e colocasse a perna em cima da oposta de forma a alinhar o membro inferior alvo de avaliação. Com o membro inferior alinhado, foi aplicada a técnica desenvolvida por Root e colaboradores (1977), no qual através da palpação da cabeça do astrágalo se coloca o pé em posição neutra. Para avaliar a mobilidade da articulação SAG foi utilizada a mesma posição atrás descrita. Com o lápis demográfico foram traçadas a bissecção da perna e do calcanhar e através de um goniómetro com o seu centro colocado na zona central da articulação SAG e com os seus braços alinhados com as linhas traçadas (linha de helbing e bissecção da perna), foram realizados movimentos de varo e valgo do calcâneo e registados os valores obtidos. Esta avaliação foi repetida dez vezes, sendo registado o valor da moda.

De seguida, foi realizada a avaliação do lunge teste, no qual foi pedido aos atletas que colocassem a parte distal do pé e o joelho em contacto com uma parede. Foi posteriormente pedido que afastassem o pé o mais possível da parede, sem que o joelho perdesse contacto com a mesma e o calcanhar se eleva-se do solo. A amplitude de flexão dorsal do complexo pé/tornozelo foi posteriormente medida em graus, com um inclinómetro digital colocado na parte média da crista da tíbia.

Posteriormente, com os atletas em bipedestação numa posição relaxada foi realizado o teste de Jack (era pedido aos atletas que se colocassem numa posição relaxada e a olhar em frente, sendo testada a flexão dorsal passiva da primeira articulação MTF) e recolhida a impressão plantar através de um pedígrafo para posterior classificação do tipo de pé.

A classificação do tipo de pé foi obtida mediante a técnica desenvolvida por Viladot (1987). Através desta técnica é medida a largura do antepé e do istmo, sendo considerados pés planos aqueles cujas impressões plantares apresentem a região correspondente ao istmo com largura igual ou superior à metade da largura do antepé. Por outro lado, os pés cavos são aqueles nos quais se observa que a largura do istmo é inferior ao terço da largura do antepé ou com desaparecimento por completo desta área.

Com os atletas em sedestação, foi marcada a tuberosidade do escafoide com um lápis demográfico e medido o “navicular drop” e o “navicular drift”. A articulação SAG foi colocada em posição neutra e medida a altura do solo à tuberosidade. De seguida, com o atleta em bipedestação fez-se nova medição, sendo que a diferença entre as duas medições traduz o valor do “navicular drop”. Para a determinação do “navicular drift”, com o atleta em sedestação e com a articulação SAG em posição neutra, foi feita uma marcação numa folha correspondente ao local onde a tuberosidade do escafoide se encontrava. Posteriormente, com o atleta em bipedestação foi novamente avaliada a posição do escafoide e através da diferença entre as duas marcações realizadas obteve-se o valor do “navicular drift”.

Para avaliar o índice de postura do pé, os atletas colocaram-se em cima do podoscópio, onde foram aplicados os critérios de avaliação e realizadas fotografias da postura dos pés com um suporte específico colocado à mesma distância e altura em todos os casos. Posteriormente, o registo fotográfico serviu para revisão e confirmação das avaliações recolhidas. Ainda com os atletas em cima do podoscópio foi avaliado o desvio do calcânhar em carga recorrendo a uma régua de perthes (depois de traçada a linha de helbing, esta régua foi colocada na zona posterior do calcâneo de forma a ser possível verificar qual o grau de desvio de calcânhar em carga).

De seguida, os atletas foram submetidos à avaliação da pressão plantar em dinâmica através da plataforma de pressão plantar, tendo-se realizado três repetições para cada pé, segundo o protocolo de três passos estabelecido por Bus e Lange (2005). Durante esta avaliação era pedido aos atletas que

caminhassem com a maior naturalidade possível, a uma velocidade auto-selecionada.

De seguida, foi avaliada a presença de HLF. Para esse fim, foi utilizado o teste de HLF. Este teste realiza-se da seguinte forma: o punho da mão passiva foi colocado na zona retrocapital exercendo força em sentido dorsal, de forma a provocar uma flexão dorsal máxima da articulação do tornozelo e do primeiro raio. De seguida, com a mão ativa aplicou-se uma força semelhante à executada pela mão passiva no hállux, de forma a tentar obter a flexão dorsal normal da primeira articulação MTF (figura 19). A capacidade de flexão dorsal do hállux foi posteriormente avaliada (com um goniómetro) e registada por um colega mediante a escala de avaliação utilizada.

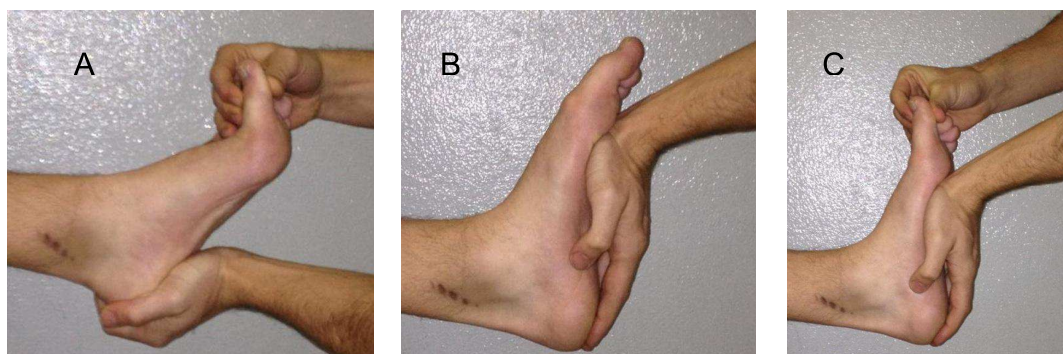


Figura 19 – Aplicação do teste de HLF: A – avaliação da amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF; B – Aplicação de força em sentido dorsal de forma a obter flexão dorsal máxima do tornozelo e do primeiro raio; C – Aplicação de força no hállux de forma a verificar se este realiza flexão dorsal com amplitude normal.

Para os atletas em que o teste de HLF foi negativo, a avaliação estava concluída. Os atletas em que se verificou teste positivo foram sujeitos a uma mobilização da articulação SAG. Para realizar esta mobilização, o examinador colocou a mão homóloga ao pé a avaliar na zona média do pé tal como mostra a figura 20 e a mão contra lateral na zona do calcanhar. De seguida, realiza-se um movimento de tração do pé com movimentos de varo e valgo do calcâneo.



Figura 20 - Aplicação da técnica de mobilização da articulação SAG.

Após a mobilização foi novamente avaliada a presença de HLF com o teste de HLF e registado o valor de flexão dorsal da articulação.

Por fim, os atletas foram novamente avaliados em dinâmica através da plataforma de pressão plantar, segundo o protocolo de três passos, sendo realizadas três repetições para cada pé.

3.7.1 Procedimentos estatísticos

Os dados recolhidos através da plataforma de pressão plantar foram organizados numa folha de dados no programa Microsoft Office Excel 2007, no qual se calcularam as médias relativas às três medições efectuadas para cada tipo de dado.

Para o tratamento dos dados estatísticos, utilizou-se o programa Statistical Package for the Social Sciences – Versão 21.0 (IBM SPSS® Statistics 21.0, Chicago, Estados Unidos da América). O nível de significância para rejeição da hipótese nula em todos os testes estatísticos foi fixado em $p=0.05$ (intervalo de confiança de 95%).

Os dados qualitativos foram apresentados com frequência absoluta (N) e frequência relativa (%). Para os dados quantitativos com uma distribuição simétrica foi utilizada a média como medida de tendência central e o desvio padrão como medida de dispersão, enquanto que nos dados com distribuição

assimétrica foi utilizada a mediana como medida de tendência central e a amplitude interquartil como medida de dispersão.

Para a comparação de variáveis qualitativa foi utilizado o teste qui-quadrado e o teste exato de Fisher. Quanto às variáveis quantitativas, inicialmente foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov para testar a normalidade da amostra e posteriormente utilizado o teste T de amostras independentes e o teste T de amostras em pares.

4 Resultados

4.1.1 Caracterização da amostra

Neste estudo foram avaliados 80 atletas da modalidade de futebol, dos escalões sénior e júnior, com uma idade média de 20.65 anos e um desvio padrão de 4.56. Todos os atletas praticavam a modalidade em piso sintético.

A média de anos de prática de futebol foi de 8 anos. Quanto à posição em campo, 7 atletas eram guarda-redes, 28 defesas, 22 médios e 23 avançados. Relativamente ao membro inferior dominante, em 66 atletas o membro dominante era o direito e nos restantes 14 atletas o membro inferior dominante era o esquerdo.

4.1.2 Análise Descritiva

Quanto à prevalência de HLF neste estudo, através da figura 21 pode observar-se que em 53.75% dos atletas avaliados a presença de HLF não se verificou enquanto que os restantes 46.25% tinham HLF. Destes, 31.25% tinham HLF bilateral, 7.5% HLF apenas no pé direito e os restantes 7.5% dos atletas apenas HLF no pé esquerdo.

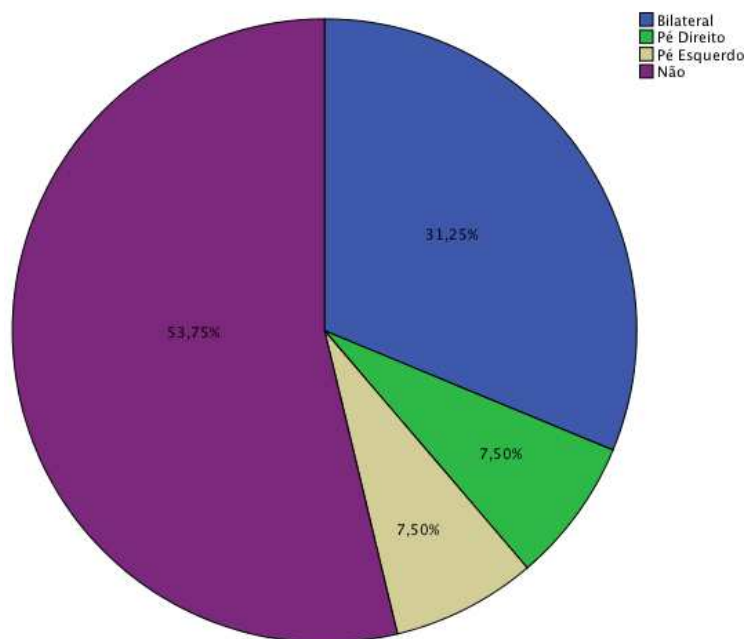


Figura 21 - Gráfico da prevalência de HLF

A morfologia digital no pé direito (figura 22) apresentou em 46.25% dos atletas um pé grego, seguida do pé egípcio que se verificou em 35% dos atletas e do pé quadrado em 18.75% dos atletas avaliados.

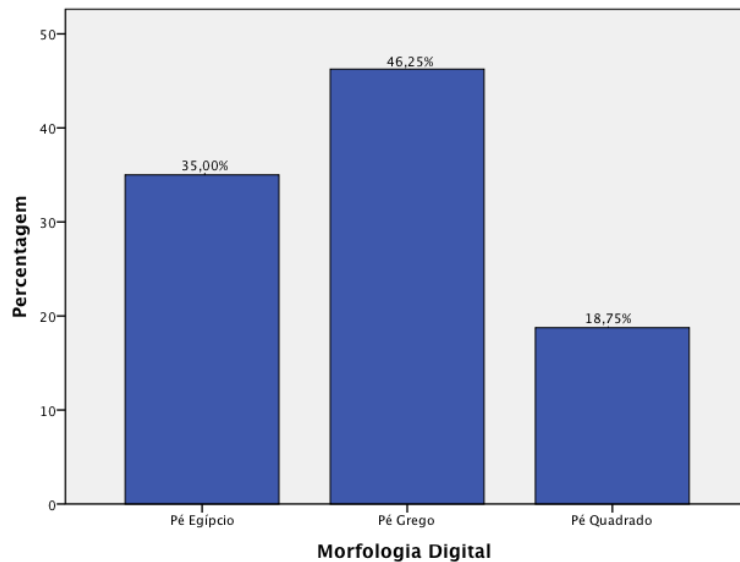


Figura 22 - Gráfico da prevalência da morfologia digital no pé direito

Relativamente à morfologia digital do pé esquerdo (figura 23), também se verificou uma maior percentagem de pés gregos com 41.25% dos atletas a evidenciarem esta morfologia, seguida do pé egípcio visualizada em 35% dos atletas e do pé quadrado verificada em 23.75% dos atletas.

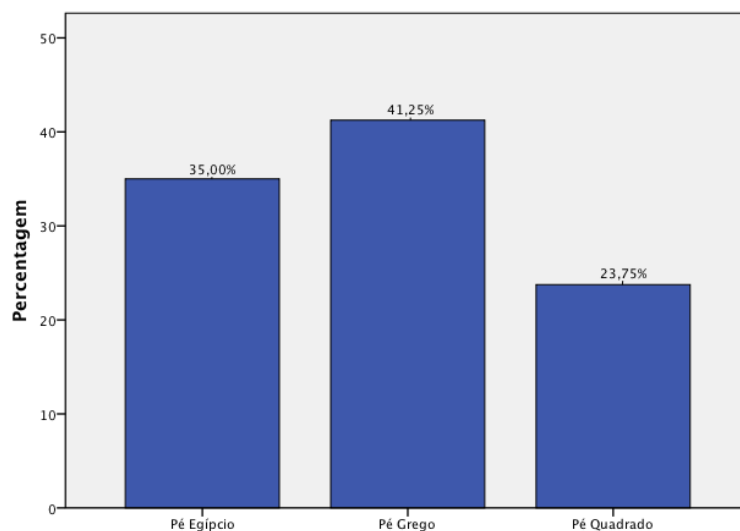


Figura 23 - Gráfico da prevalência da morfologia digital no pé esquerdo

Relativamente à morfologia metatársica no pé direito, a grande maioria dos atletas (80%) apresentou um *índex minus*, seguida do *índex plus minus* a verificar-se em 15% dos atletas avaliados e apenas 5% dos atletas com *índex plus* (figura 24).

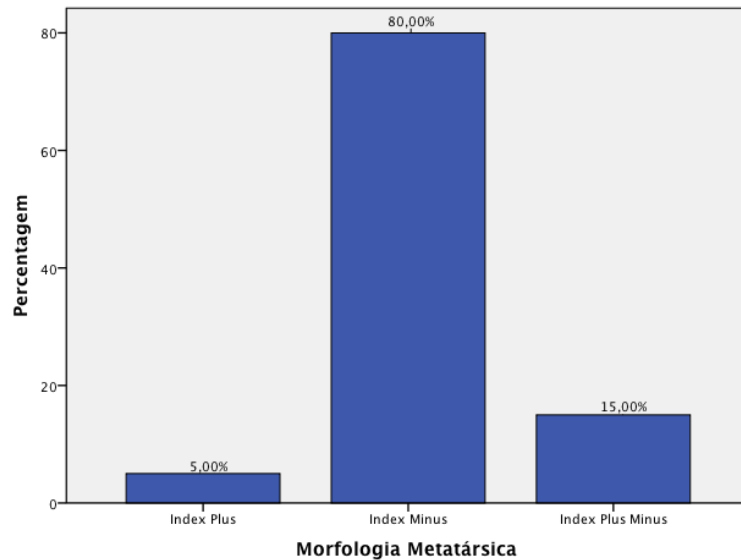


Figura 24 - Gráfico da prevalência da morfologia metatársica no pé direito

No que se refere à morfologia metatársica do pé esquerdo, o *índex minus* verificou-se em 70% dos atletas, enquanto que o *índex plus minus* foi observado em 23,75% dos atletas. O *índex plus* verificou-se em apenas 6,25% dos atletas avaliados (figura 25).

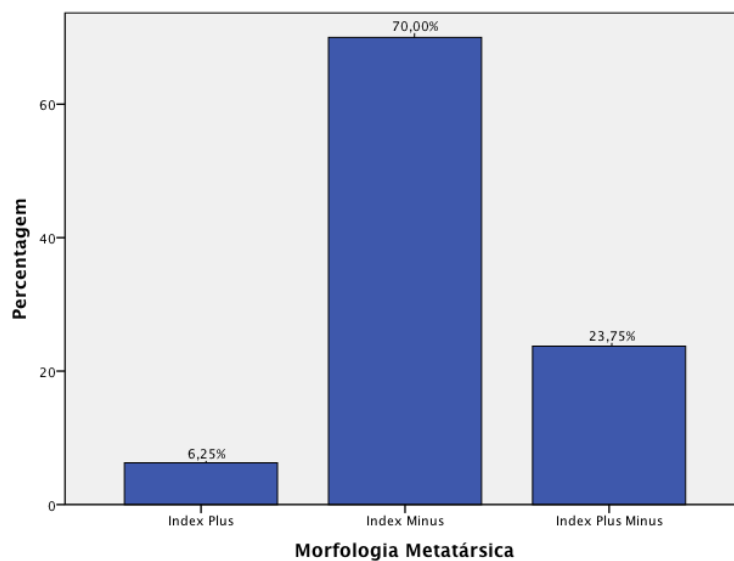


Figura 25 - Gráfico da prevalência da morfologia metatársica no pé esquerdo

Quanto ao tipo de pé, no pé direito 58.8% dos atletas apresentavam um pé com um apoio plantar normal, 13.8% um pé plano e 27.5% pé cavo, tal como é possível verificar através da análise da figura 26.

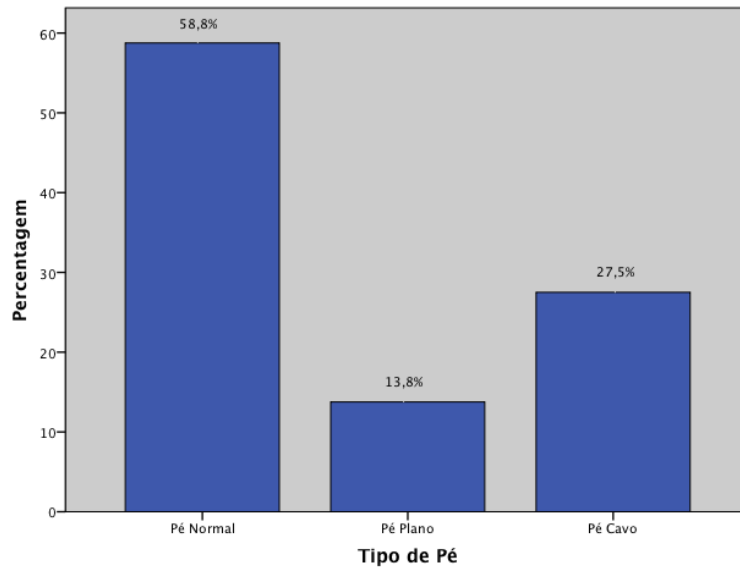


Figura 26 - Gráfico da prevalência do tipo de pé direito

Já no pé esquerdo, e em comparação com o pé direito, a percentagem de pés com apoio plantar normal desce para 51.3%, aumentando em contrapartida a percentagem de atletas com pé cavo (35%). O pé plano mantém-se igual ao pé direito com 13.8% (figura 27).

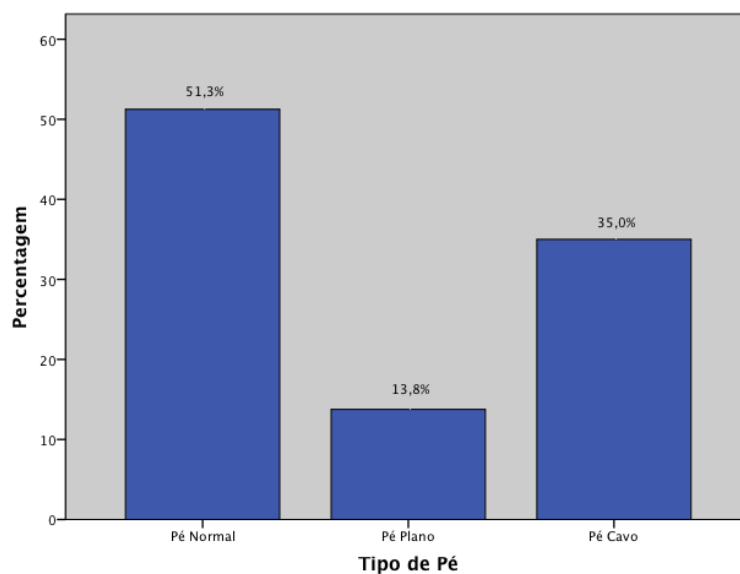


Figura 27 - Gráfico da prevalência do tipo de pé esquerdo

A figura 28 traduz o desvio do calcanhar em carga no pé direito. Quase metade dos atletas apresentava um desvio do calcanhar em carga em valgo (46.3%). Os restantes 53.7% encontravam-se distribuídos por todos os outros grupos no qual este foi dividido. Assim, 18.8% dos atletas apresentou um desvio do calcanhar em carga em varo, 16.3% um desvio do calcanhar em carga neutro, 11.3% um desvio do calcanhar marcadamente valgo e apenas 7.5% apresentou um desvio do calcanhar em carga marcadamente varo.

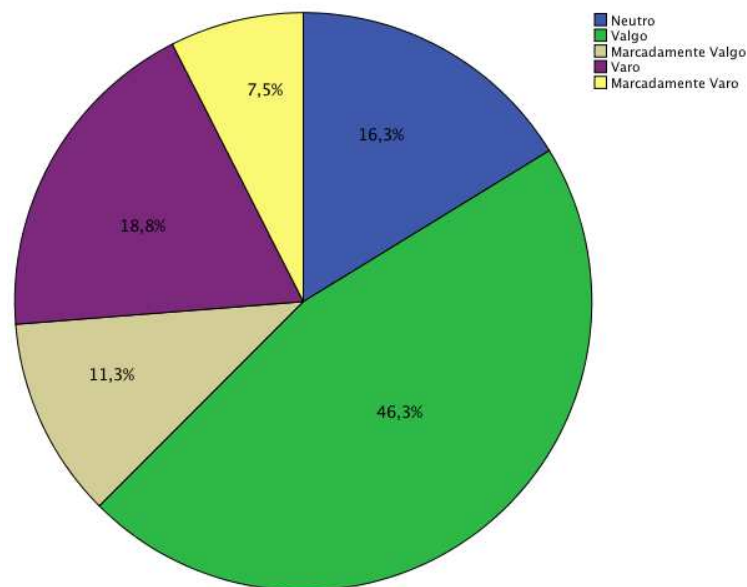


Figura 28 - Gráfico da prevalência do desvio do calcanhar em carga no pé direito

Através da análise da figura 29 que traduz o desvio do calcanhar em carga no pé esquerdo, verifica-se que a percentagem de atletas com desvio do calcanhar em carga em valgo diminuiu 5% comparativamente ao pé direito enquanto que todos os outros grupos avaliados apresentaram uma maior percentagem, à exceção do desvio do calcanhar em carga marcadamente valgo que também teve uma pequena diminuição. Assim, obteve-se 41.3% dos atletas com um desvio do calcanhar em carga em valgo, 23.8% com um desvio do calcanhar em carga em varo 23.8%, neutro com 17.5% e marcadamente valgo e varo com 8.8% cada um.

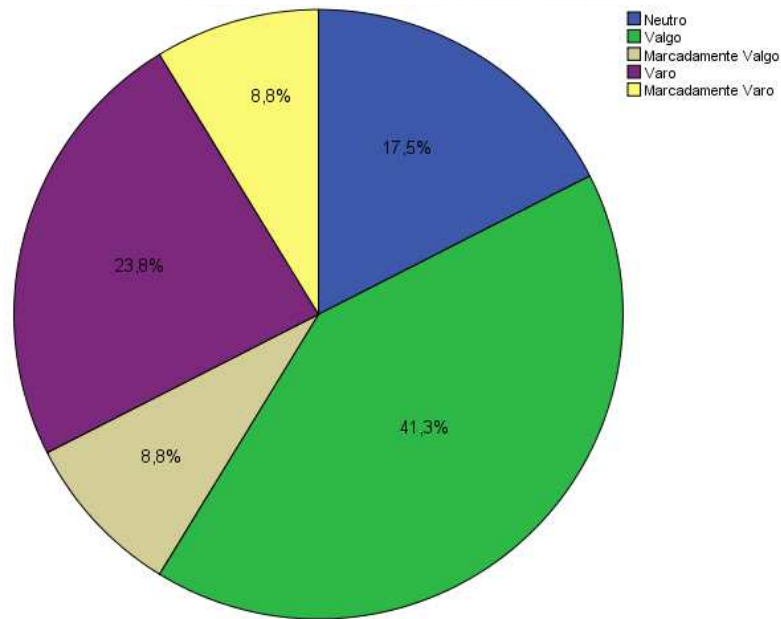


Figura 29 - Gráfico da prevalência do desvio do calcanhar em carga no pé esquerdo

Na amostra recolhida, e em relação ao índice de postura do pé, o pé direito apresentou uma postura normal em cerca de metade dos atletas avaliados (51,3%). Dos restantes atletas, 31,3% apresentava uma postura pronada, 13,8% uma postura supinada, enquanto que as posturas marcadamente pronada e marcadamente supinada apenas se verificaram em 1,3% e 2,5%, respectivamente (figura 30).

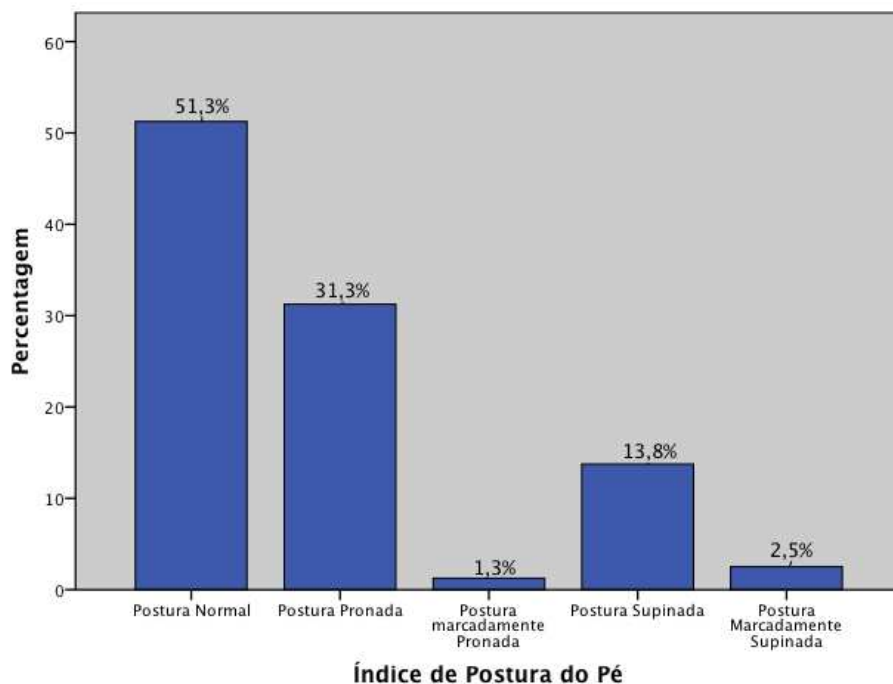


Figura 30 - Gráfico da prevalência do índice de postura do pé no pé direito

No pé esquerdo (figura 31), a postura normal foi também a mais prevalente estando presente em cerca 52.5% dos atletas, seguida da postura pronada com 30%, postura supinada com 13.8%, postura marcadamente supinada com 2.5% e postura marcadamente pronada com 1.3%. É de referir, que em comparação com o pé direito apenas a postura normal e pronada apresentaram diferentes percentagens com um ligeiro aumento da postura normal e diminuição da postura pronada. Nas restantes posturas avaliadas pelo índice de postura do pé a prevalência foi idêntica.

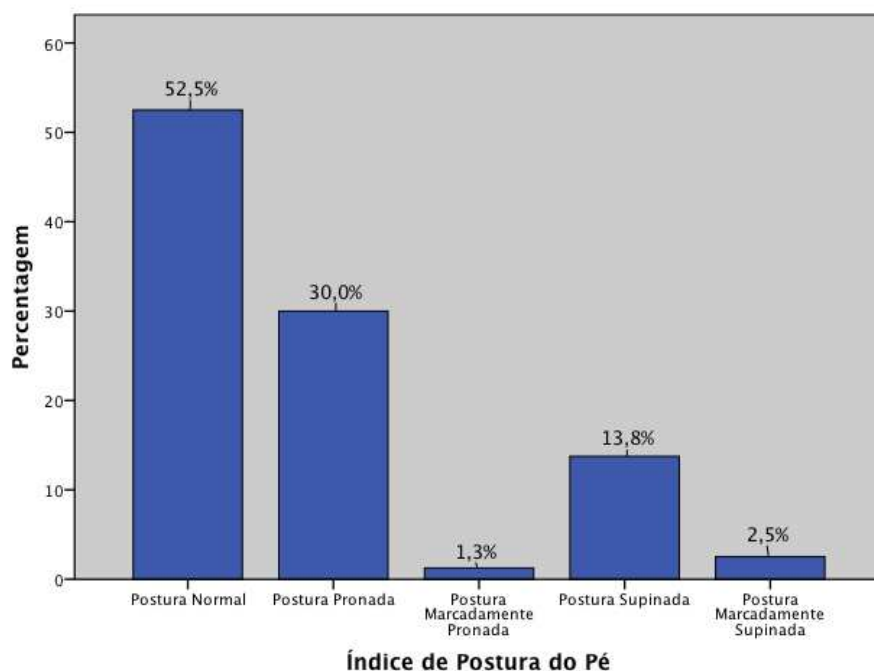


Figura 31 - Gráfico da prevalência do índice de postura do pé no pé esquerdo

Relativamente ao teste de Jack, no pé direito mais de metade dos atletas (66.3%) apresentaram um teste positivo (figura 32).

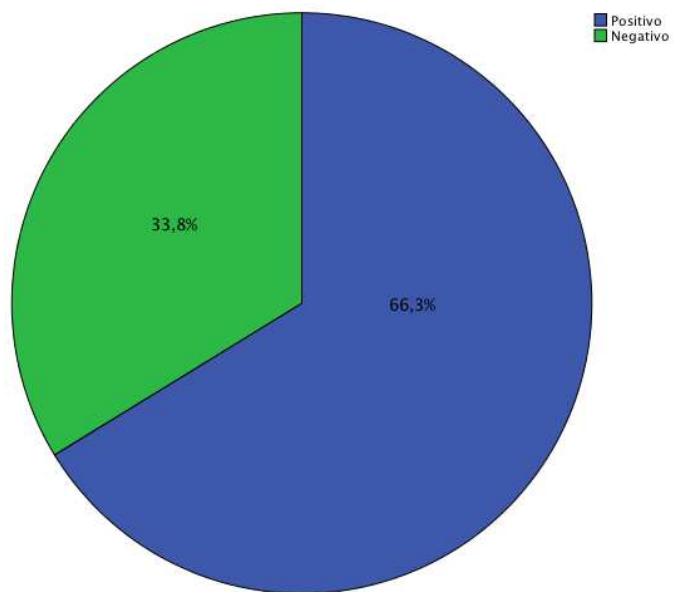


Figura 32 - Gráfico da prevalência do teste de Jack no pé direito

Também no pé esquerdo, a porcentagem de atletas com teste de Jack positivo foi superior à do pé direito com 71.3% (figura 33).

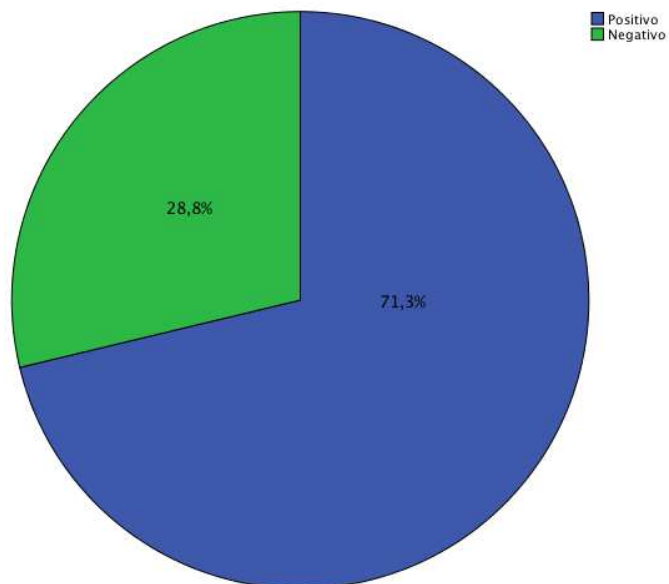


Figura 33 - Gráfico da prevalência do teste de Jack no pé esquerdo

A figura 34 traduz a avaliação do “navicular drop” no pé direito. Na amostra recolhida, 81.25% dos atletas apresentaram um navicular drop dentro dos parâmetros da normalidade.

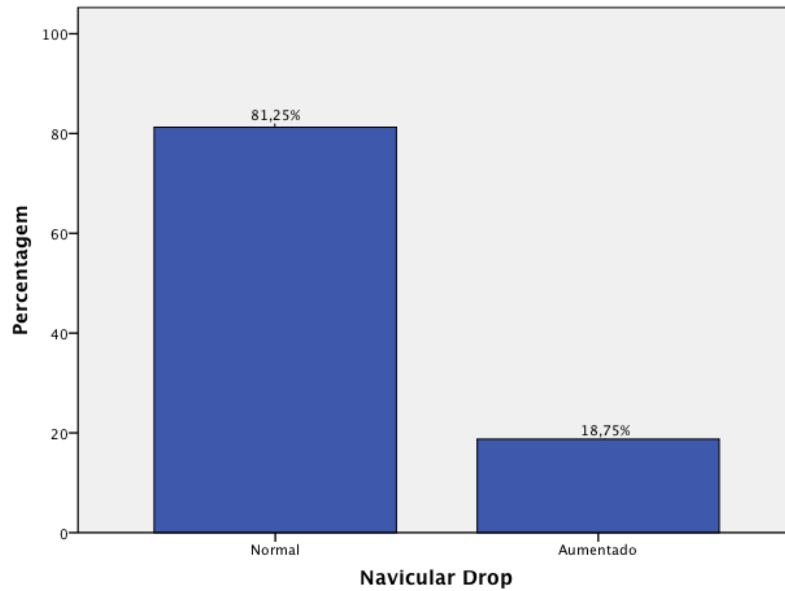


Figura 34 - Gráfico da prevalência do “navicular drop” no pé direito

Relativamente ao “navicular drop” no pé esquerdo, através da análise da figura 35, é possível verificar que 82.5% dos atletas tinham um navicular drop considerado normal.

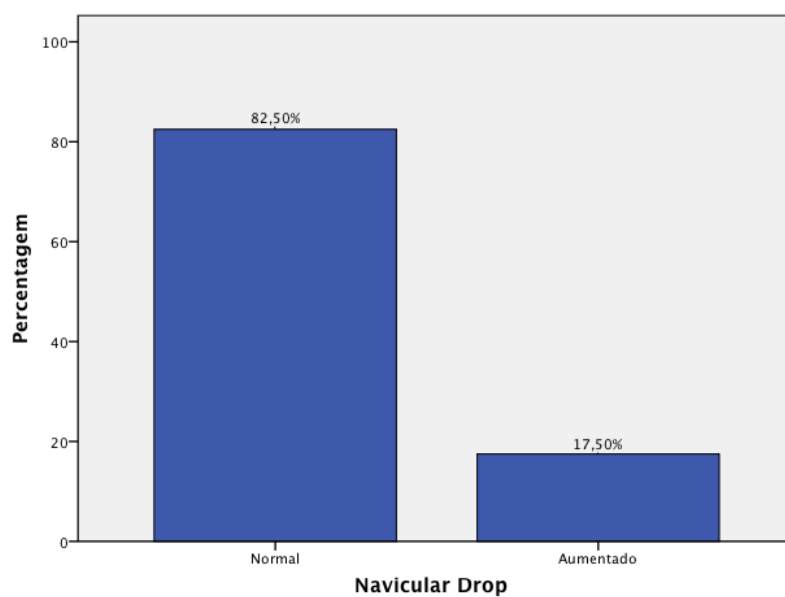


Figura 35 - Gráfico da prevalência do “navicular drop” no pé esquerdo

O “navicular drift” no pé direito (figura 36) verificou-se estar dentro da normalidade em 88.75% dos atletas avaliados.

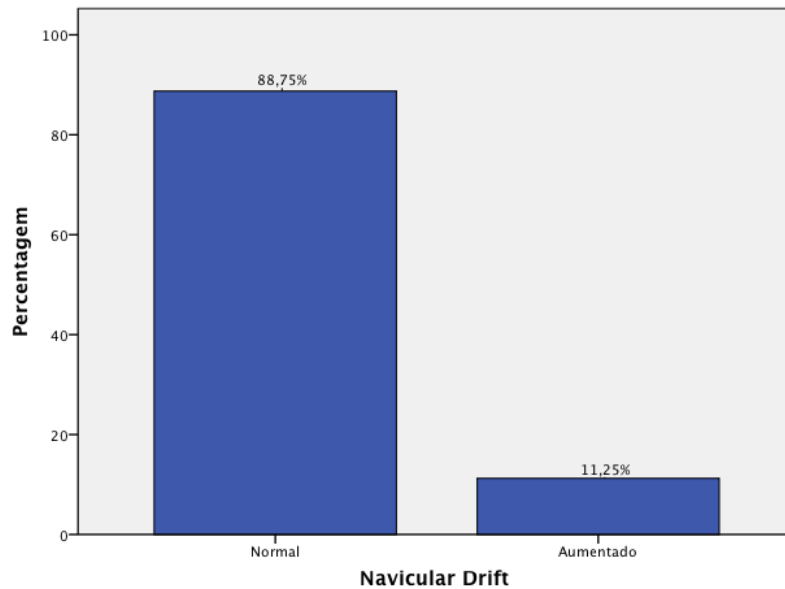


Figura 36 - Gráfico da prevalência do “navicular drift” no pé direito

No pé esquerdo, o “navicular drift” em 91.25% dos atletas avaliados apresentou valores dentro dos parâmetros da normalidade, tal como se pode verificar através da figura 37.

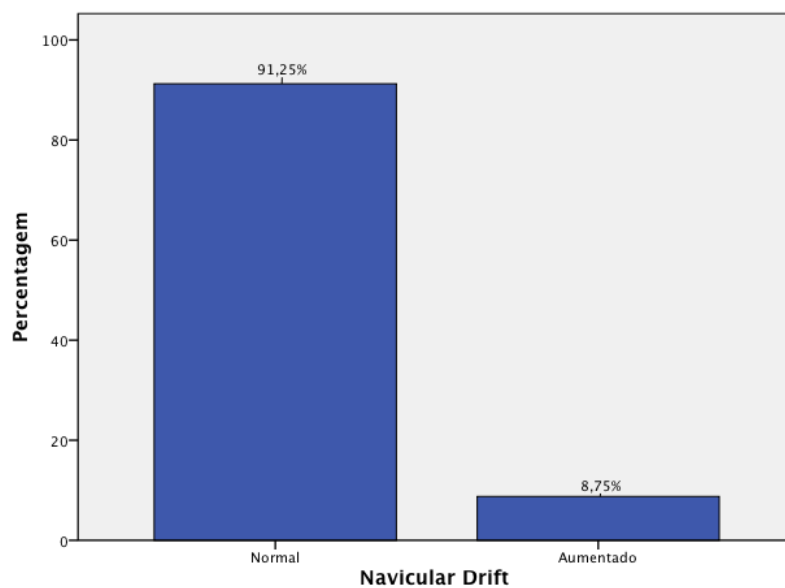


Figura 37 - Gráfico da prevalência do “navicular drift” no pé esquerdo

No que se refere ao lunge teste no complexo pé/tornozelo direito é possível verificar através da figura 38 que a mediana de flexão dorsal foi de 43,5° e a amplitude interquartil de 6. Apresentou um valor mínimo de 32° e o máximo de 53° com um out-lier (valor atípico) de 57°.

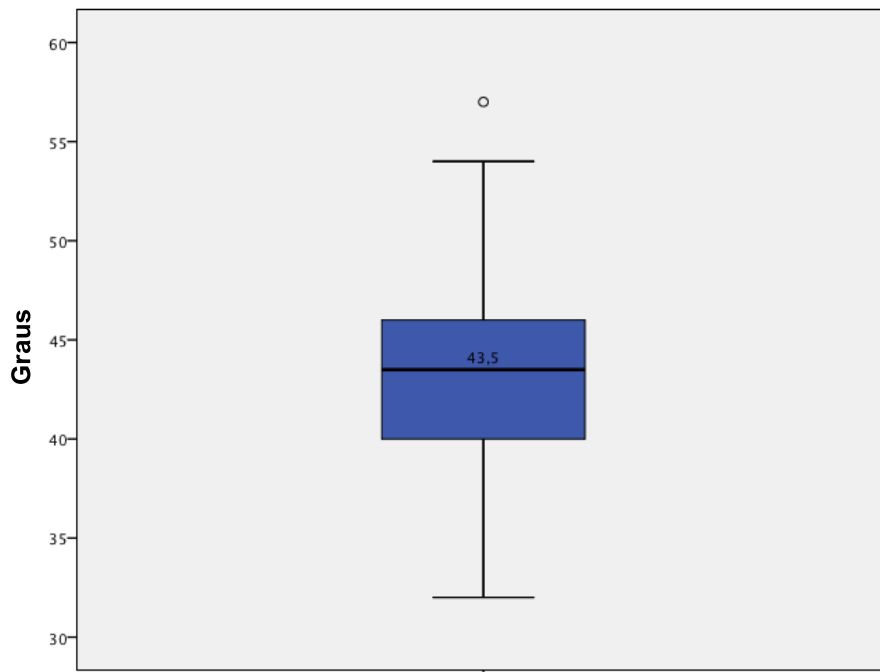


Figura 38 - Gráfico da amplitude do lunge teste no complexo pé/tornozelo direito

Relativamente ao lunge teste no complexo pé/tornozelo esquerdo, este apresentou uma mediana de flexão dorsal de 43° e uma amplitude interquartil de 6. O valor mínimo foi de 32° e o máximo de 54° (figura 39).

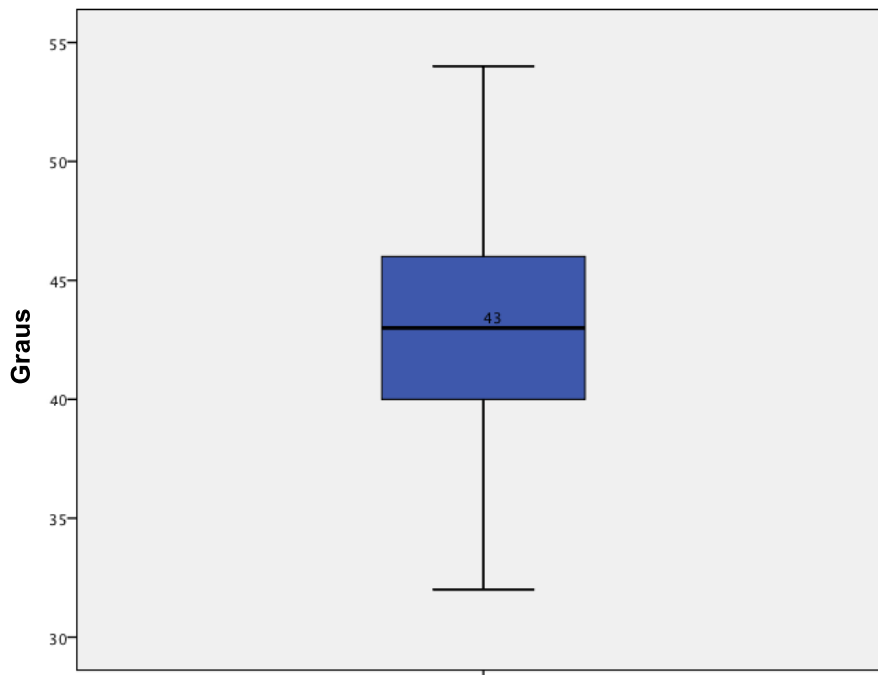


Figura 39 - Gráfico da amplitude do lunge teste no complexo pé/tornozelo esquerdo

Em relação à ocorrência de entorses do tornozelo direito, mais de metade dos atletas não apresentam historial do mesmo (57.5%). Dos atletas que possuem historial de entorse, 26 (correspondendo a 32.5%) já tiveram entorses de primeiro grau, enquanto que os restantes 10% dos atletas tiveram entorses de segundo grau conforme se pode visualizar através da tabela 3.

Tabela 3 - Antecedentes de entorse do tornozelo direito

	Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido Entorse 1º Grau	26	32,5	32,5	32,5
Entorse 2º Grau	8	10,0	10,0	42,5
Sem Entorse	46	57,5	57,5	100,0
Total	80	100,0	100,0	

No tornozelo esquerdo (tabela 4) e também relativamente ao historial de entorses, uma grande percentagem dos atletas (76.3%) correspondendo a 61 atletas entre os 80 avaliados não apresentaram qualquer historial de entorse. Dos atletas que já tiveram lesão por entorse do tornozelo, 15% tiveram entorse de primeiro grau e 8.8% entorse de segundo grau.

Tabela 4 - Antecedentes de entorse do tornozelo no pé esquerdo

		Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido	Entorse 1º Grau	12	15,0	15,0	15,0
	Entorse 2º Grau	7	8,8	8,8	23,8
	Sem Entorse	61	76,3	76,3	100,0
	Total	80	100,0	100,0	

No pé direito, a posição do primeiro raio verificou-se estar neutra em 43.8% dos atletas e plantarfletida em 42.5% dos atletas. O primeiro raio dorsifletido apenas se observou em cerca de 13.8% da dos atletas avaliados (tabela 5).

Tabela 5 - Posição do primeiro raio no pé direito

		Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido	Dorsifletido	11	13,8	13,8	13,8
	Plantarfletido	34	42,5	42,5	56,3
	Neutro	35	43,8	43,8	100
	Total	80	100	100	

Relativamente ao pé esquerdo, observou-se que o primeiro raio se encontrava neutro em 32.5% dos atletas avaliados, plantarfletido em 50% e dorsifletido em cerca de 17.5% dos atletas (tabela 6).

Tabela 6 - Posição do primeiro raio no pé esquerdo

		Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido	Dorsifletido	14	17,5	17,5	17,5
	Plantarfletido	40	50	50	67,5
	Neutro	26	32,5	32,5	100
	Total	80	100	100	

Relativamente à mobilidade dorsal do primeiro raio no pé direito, através da tabela 7 pode verificar-se que 65% dos atletas tinham uma mobilidade normal, 16.3% uma mobilidade aumentada e 18.8% uma mobilidade diminuída.

Tabela 7 - Mobilidade dorsal do primeiro raio no pé direito

		Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido	Normal	52	65	65	65
	Aumentado	13	16,3	16,3	81,3
	Diminuído	15	18,8	18,8	100
	Total	80	100	100	

Quanto à mobilidade dorsal do primeiro raio no pé esquerdo, é possível verificar através da análise da tabela 8 que a maioria dos atletas (67.5%) apresentavam uma mobilidade normal, 13.8% uma mobilidade aumentada e 18.8% uma mobilidade diminuída.

Tabela 8 - Mobilidade dorsal do primeiro raio no pé esquerdo

		Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido	Normal	54	67,5	67,5	67,5
	Aumentado	11	13,8	13,8	81,3
	Diminuído	15	18,8	18,8	100
	Total	80	100	100	

Na tabela 9 encontram-se implícitos os resultados relativos à mobilidade total do primeiro raio no pé direito. Através da sua análise pode verificar-se que a maioria dos atletas (61.3%) tinha uma mobilidade total dentro dos parâmetros normais, 18.8% uma mobilidade total aumentada e 20% uma mobilidade total diminuída.

Tabela 9 - Mobilidade total do primeiro raio no pé direito

		Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido	Normal	49	61,3	61,3	61,3
	Aumentado	15	18,8	18,8	80
	Diminuído	16	20	20	100
	Total	80	100	100	

Relativamente à mobilidade total do primeiro raio no pé esquerdo, através da análise da tabela 10 verifica-se que à semelhança do pé direito, a maioria dos atletas (65%) apresentava uma mobilidade total normal, 15% uma mobilidade total aumentada e 20% uma mobilidade total diminuída.

Tabela 10 - Mobilidade total do primeiro raio no pé esquerdo

		Frequência	Percentual	Percentagem válida	Percentagem acumulativa
Válido	Normal	52	65	65	65
	Aumentado	12	15	15	80
	Diminuído	16	20	20	100
	Total	80	100	100	

A figura 40 ilustra o paralelismo antepé/retropé no pé direito. Através da análise do gráfico é possível verificar que 46.25% dos atletas tinha um paralelismo antepé/retropé neutro, 40% um antepé varo, 8.75% um retropé varo e apenas 5% dos atletas um retropé valgo.

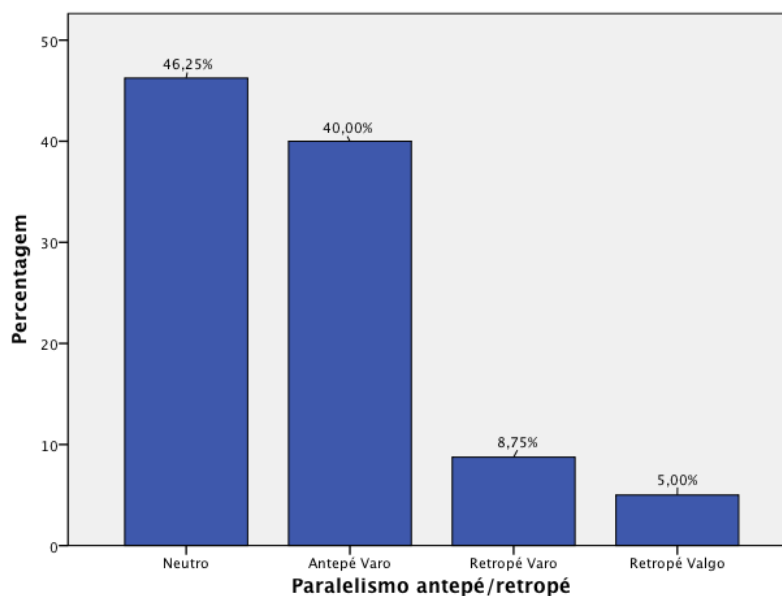


Figura 40 - Gráfico da prevalência do paralelismo antepé/retropé no pé direito

Relativamente ao paralelismo antepé/retropé no pé esquerdo, 42.5% dos atletas apresentava um pé neutro, 40% um antepé varo, 12.50% um retropé varo e 5% um retropé valgo, tal como se pode verificar através da análise da figura 41.

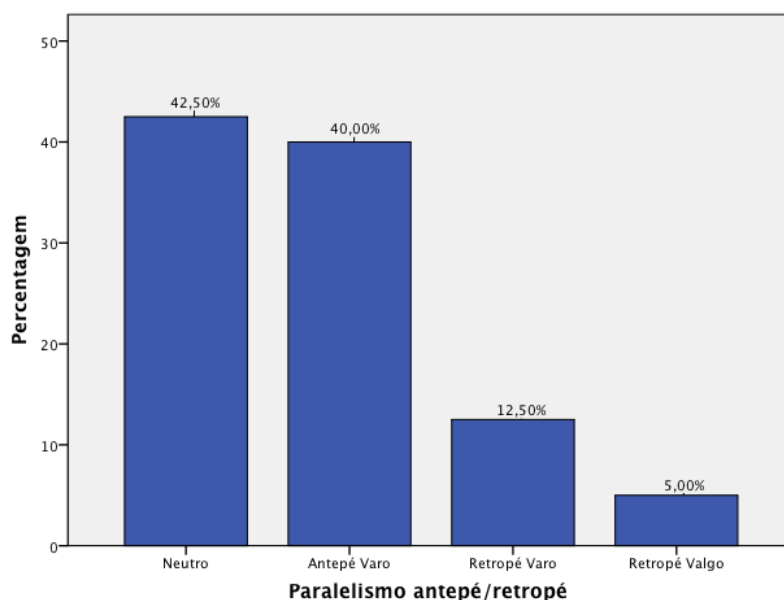


Figura 41 - Gráfico da prevalência do paralelismo do antepé/retropé no pé esquerdo

Quanto à supinação e pronação da articulação SAG no pé direito (tabela 11), verificou-se que a supinação apresentou uma mediana de 20° e a pronação uma mediana de 12°. A amplitude interquartil foi de 2 tanto para a supinação como para a pronação. Quanto à amplitude máxima e mínima, obteve-se um mínimo de 16° e máximo de 26° para a supinação e um mínimo e máximo de 8° e 14° para a pronação, respetivamente.

Tabela 11 – Amplitude de supinação e pronação da articulação SAG no pé direito

		Supinação	Pronação
Supinação e Pronação da articulação subastragalina	Mediana	20	12
	Amplitude interquartil	2	2
	Mínimo	16	8
	Máximo	26	14

No pé esquerdo, relativamente à supinação e pronação da articulação SAG (tabela 12) verificou-se que a mediana foi de 20° para a supinação e de 12° para a pronação. A amplitude interquartil foi de 2 tanto para a supinação como para a pronação. Quanto à mobilidade máxima e mínima, para a supinação verificou-se um mínimo de 16° e um máximo de 26° e para a pronação um mínimo de 8° e um máximo de 16°.

Tabela 12 - Amplitude de supinação e pronação da articulação SAG no pé esquerdo

		Supinação	Pronação
Supinação e Pronação da articulação subastragalina	Mediana	20	12
	Amplitude interquartil	2	2
	Mínimo	16	8
	Máximo	26	16

Através da análise da figura 42 que traduz a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF no pé direito, é possível verificar que a mediana foi de 78° com uma amplitude interquartil de 12. No que se refere aos valores máximos e mínimos, verificou-se um máximo de 90° e um mínimo de 56° com um outlier (valor atípico) de 50°.

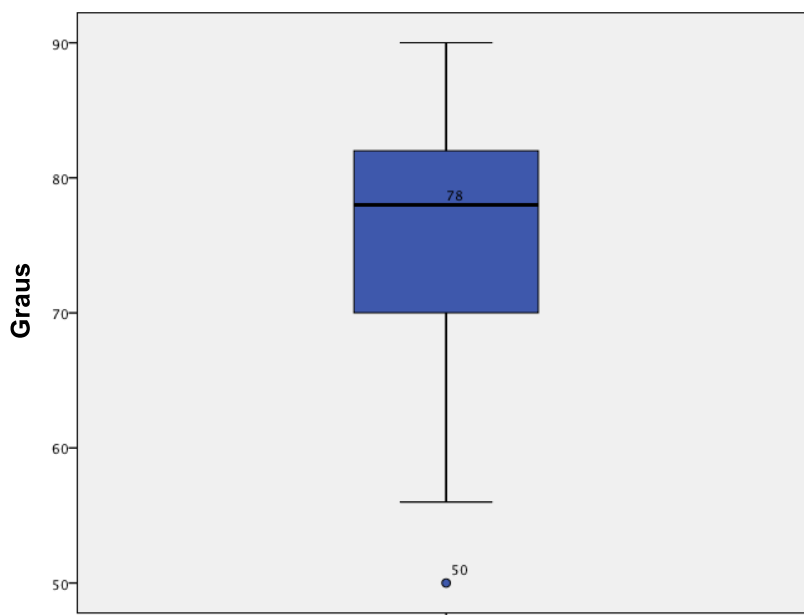


Figura 42 - Gráfico da amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF no pé direito

Relativamente à amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF no pé esquerdo, na figura 43 verifica-se que a mediana foi de 77° com uma amplitude interquartil de 10. Quanto aos valores máximos e mínimos, registou-se um máximo de 90° e um mínimo de 56° com dois outliers (valores atípicos) de 52° cada um.

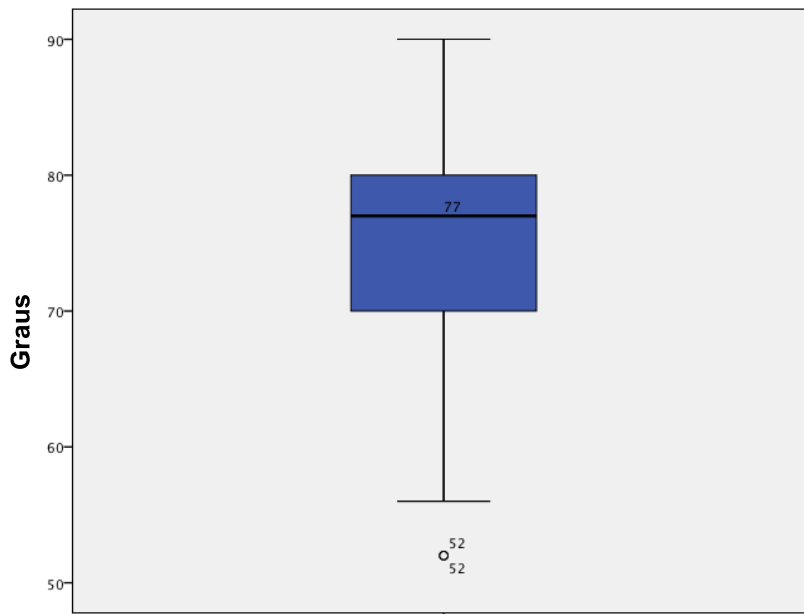


Figura 43 - Gráfico da amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF no pé esquerdo

A tabela 13 traduz a média da pressão plantar no pé direito. É possível verificar que o tempo de início do primeiro dedo ocorreu em média aos 359.023 ms, o tempo de fim de apoio aos 823.801 ms, a percentagem de contacto foi de 55.196%, a pressão máxima de 7.266 N/cm² e o impulso de 1.624 Ns/cm². Relativamente ao primeiro mtt, o tempo de início de contacto ocorreu aos 250.730 ms, o tempo de fim de apoio aos 767.371 ms, a percentagem de contacto foi de 61.660%, a pressão máxima foi de 6.913 N/cm² e o impulso registou um valor de 1.925 Ns/cm². Quanto ao médiopé, este registou uma média de início de apoio de 118.708 ms, um tempo de fim de apoio de 510.586 ms, uma percentagem de contacto de 46.810%, uma pressão máxima de 2.068 N/cm² e um impulso de 0.476 Ns/cm². O início de apoio da zona medial do calcanhar ocorreu aos 0.955 ms, o tempo de fim de apoio verificou-se aos

423.179 ms, a percentagem de contacto foi de 50.264%, a pressão máxima foi de 14.661 N/cm² e o impulso registou um valor de 3.630 Ns/cm². Por fim, o início de apoio da zona lateral do calcanhar ocorreu aos 1.004 ms, o fim de apoio foi aos 417.863 ms, a percentagem de contacto registou um valor de 49.693%, a pressão máxima foi de 12.340 N/cm² e por fim o impulso registou um valor de 3.014 Ns/cm².

Tabela 13 - Média da pressão plantar no pé direito

	N	Média	Desvio Padrão	Erro de média padrão
Tempo de Início 1º Dedo	80	359,023	102,917	11,506
Tempo de Fim 1º Dedo	80	823,801	98,287	10,988
Percentagem de Contacto 1º Dedo	80	55,196	13,022	1,456
Pressão Máxima 1º Dedo	80	7,266	4,052	0,453
Impulso 1º Dedo	80	1,624	1,112	0,124
Tempo de Início 1º Metatarso	80	250,73	85,125	9,517
Tempo de Fim 1º Metatarso	80	767,371	93,722	10,478
Percentagem de Contacto 1º Metatarso	80	61,66	10,739	1,2
Pressão Máxima 1º Metatarso	80	6,913	3,975	0,444
Impulso 1º Metatarso	80	1,925	1,267	0,141
Tempo de Início Médiopé	80	118,708	51,737	5,784
Tempo de Fim Médiopé	80	510,586	99,456	11,119
Percentagem de Contacto Médiopé	80	46,81	10,819	1,209
Pressão Máxima Médiopé	80	2,068	1,242	0,138
Impulso Médiopé	80	0,476	0,367	0,041
Tempo de Início Calcanhar Medial	80	0,955	2,079	0,232
Tempo de Fim Calcanhar Medial	80	423,179	99,219	11,093
Percentagem de Contacto Calcanhar Medial	80	50,264	9,021	1,008
Pressão Máxima Calcanhar Medial	80	14,661	4,47	0,499
Impulso Calcanhar Medial	80	3,63	1,643	0,183
Tempo de Início Calcanhar Lateral	80	1,004	2,305	0,257
Tempo de Fim Calcanhar Lateral	80	417,863	94,893	10,609
Percentagem de Contacto Calcanhar Lateral	80	49,693	8,767	0,98
Pressão Máxima Calcanhar Lateral	80	12,34	3,4	0,38
Impulso Calcanhar Lateral	80	3,014	1,168	0,13

Quanto à média da pressão plantar no pé esquerdo, na tabela 14 pode verificar-se que o início de apoio do primeiro dedo ocorreu aos 357.051 ms, o tempo de fim de apoio ocorreu aos 819.285 ms, a percentagem de contacto foi de 55.335%, a pressão máxima foi de 6.816 N/cm² e o impulso foi de 1.561 Ns/cm². Relativamente ao primeiro mtt, este teve um início de apoio aos 260.370 ms, o fim de apoio verificou-se aos 745.194 ms, a percentagem de contacto foi de 58.275%, a pressão máxima foi de 7.110 N/cm² e o impulso obteve um valor de 1.974 Ns/cm². Já para o médiopé, o tempo de início de apoio verificou-se aos 75.716 ms, o tempo de fim de apoio ocorreu aos 515.049, a percentagem de contacto foi de 52.606%, a pressão máxima obteve um valor de 2.544 N/cm² e o impulso registou um valor de 0.666 Ns/cm². No que se refere ao início de apoio da zona medial do calcanhar, este ocorreu aos 0.920 ms, o tempo de fim de apoio foi aos 428.664 ms, a percentagem de contacto foi de 51.101%, a pressão máxima obteve um valor de 15.154 N/cm² e o impulso registou um valor de 3.810 Ns/cm². Por fim, e quanto ao início de apoio da zona lateral do calcanhar, este ocorreu aos 0.980 ms, o fim de apoio ocorreu aos 422.765 ms, a percentagem de contacto foi de 50.385%, a pressão máxima registou um valor de 12.514 N/cm² e, por fim, o impulso obteve um valor de 3.130 Ns/cm².

Tabela 14 - Média da pressão plantar no pé esquerdo

	N	Média	Desvio Padrão	Erro de média padrão
Tempo de Início 1º Dedo	80	357,051	117,095	13,091
Tempo de Fim 1º Dedo	80	819,285	91,978	10,283
Percentagem de Contacto 1º Dedo	80	55,335	14,13	1,579
Pressão Máxima 1º Dedo	80	6,816	3,577	0,4
Impulso 1º Dedo	80	1,561	1,008	0,112
Tempo de Início 1º Metatarso	80	260,37	89,665	10,024
Tempo de Fim 1º Metatarso	80	745,194	89,778	10,037
Percentagem de Contacto 1º Metatarso	80	58,275	11,877	1,327
Pressão Máxima 1º Metatarso	80	7,11	4,868	0,544
Impulso 1º Metatarso	80	1,974	1,625	0,181
Tempo de Início Médiopé	80	75,716	35,85	4,008
Tempo de Fim Médiopé	80	515,049	110,728	12,379
Percentagem de Contacto Médiopé	80	52,606	12,159	1,359
Pressão Máxima Médiopé	80	2,544	1,29	0,144
Impulso Médiopé	80	0,666	0,449	0,05
Tempo de Início Calcânhar Medial	80	0,92	1,555	0,173
Tempo de Fim Calcânhar Medial	80	428,664	95,872	10,718
Percentagem de Contacto Calcânhar Medial	80	51,101	8,701	0,972
Pressão Máxima Calcânhar Medial	80	15,154	4,096	0,458
Impulso Calcânhar Medial	80	3,81	1,49	0,166
Tempo de Início Calcânhar Lateral	80	0,98	1,814	0,202
Tempo de Fim Calcânhar Lateral	80	422,765	95,598	10,688
Percentagem de Contacto Calcânhar Lateral	80	50,385	8,75	0,978
Pressão Máxima Calcânhar Lateral	80	12,514	3,181	0,355
Impulso Calcânhar Lateral	80	3,13	1,144	0,128

4.1.3 Análise Correlacional

A tabela 15 apresenta a correlação entre a morfologia digital e a presença de HLF no pé direito. Através da sua análise foi possível verificar que nenhuma das morfologias apresentou qualquer tipo de relação com a presença de HLF tendo-se, no entanto, verificado uma maior percentagem (46.40% dos atletas) da patologia estudada em atletas com pé egípcio quando comparado com as restantes morfologias (35.1% e 33.3% para pé grego e pé quadrado, respectivamente). O teste de qui-quadrado não revelou qualquer tipo de diferença estatisticamente significativa ($p = 0.58$).

Tabela 15 - Relação entre a morfologia digital e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Morfologia Digital	Pé Egípcio	N	13	15	28
		%	46,40%	53,60%	100,00%
	Pé Grego	N	13	24	37
		%	35,10%	64,90%	100,00%
	Pé Quadrado	N	5	10	15
		%	33,30%	66,70%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Quanto à relação entre a morfologia digital e a presença de HLF no pé esquerdo, através da tabela 16 pode verificar-se que não se encontrou relação entre ambas. No entanto, parece haver uma tendência de uma maior prevalência de HLF em atletas com pé egípcio, onde 42.9% dos atletas possuíam a alteração em comparação com os 39.4% dos atletas com pé grego e dos 31.6% com pé quadrado. O teste de significância (teste de qui-quadrado) não revelou diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.73$).

Tabela 16 - Relação entre a morfologia digital e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Morfologia Digital	Pé Egípcio	N	12	16	28
		%	42,90%	57,10%	100,00%
	Pé Grego	N	13	20	33
		%	39,40%	60,60%	100,00%
	Pé Quadrado	N	6	13	19
		%	31,60%	68,40%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Relativamente à relação entre a morfologia metatársica e a presença de HLF no pé direito, 60.9% dos atletas com *índex minus* não apresentaram HLF assim como a maioria dos atletas com *índex plus minus* (66.7%). Relativamente ao *índex plus*, apesar de se ter verificado em apenas 4 atletas, 2 deles (50%) tinham HLF. A aplicação do teste de significância (qui-quadrado) na relação entre a morfologia metatarsal do pé direito com a presença de HLF não pode ser validada devido a muito poucos atletas apresentarem *índex plus* (tabela 17).

Tabela 17 - Relação entre a morfologia metatársica e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Morfologia Metatársica	Índex Plus	N	2	2	4
		%	50,00%	50,00%	100,00%
	Índex Minus	N	25	39	64
		%	39,10%	60,90%	100,00%
	Índex Plus Minus	N	4	8	12
		%	33,30%	66,70%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Na tabela 18 encontra-se implícita a relação entre a morfologia metatársica e a presença de HLF no pé esquerdo. Da sua análise pode verificar-se que 58,9% dos atletas com *índex minus* não tinham HLF assim como 68,4% dos atletas com *índex plus minus*. Apesar de apenas 5 atletas apresentarem *índex plus*, 2 deles (40%) tinham HLF. O teste de qui-quadrado, utilizado para avaliar a significância destes resultados não pode ser validado devido ao facto de muito poucos atletas apresentarem a morfologia de *índex plus*.

Tabela 18 - Relação entre a morfologia metatársica e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Morfologia Metatársica	Índex Plus	N	2	3	5
		%	40,00%	60,00%	100,00%
	Índex Minus	N	23	33	56
		%	41,10%	58,90%	100,00%
	Índex Plus Minus	N	6	13	19
		%	31,60%	68,40%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Relativamente à relação entre o tipo e a presença de HLF no pé direito, os atletas com pé normal e pé cavo na sua maioria (63.8% e 72.7% respectivamente) não tinham HLF. Para estes atletas apenas 36.2% com pé normal e 27.3% com pé cavo tiveram o teste de alongamento do músculo longo flexor do hállux positivo. Já para o pé plano, e apesar de apenas 11 atletas o apresentarem, 8 destes (correspondendo a 72.7%) tinham HLF contra apenas 3 (27.3%) em que o teste foi negativo (tabela 19). Através da aplicação do teste do qui-quadrado foi possível verificar que o pé plano apresenta diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.03$).

Tabela 19 - Relação entre o tipo de pé e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Tipo de Pé	Pé Normal	N	17	30	47
		%	36,2%	63,8%	100,0%
	Pé Plano	N	8 *	3 *	11
		%	72,7% *	27,3% *	100,0%
	Pé Cavo	N	6	16	22
		%	27,3%	72,7%	100,0%
Total		N	31	49	80
		%	38,8%	61,3%	100,0%

* $p < 0.05$ – Diferenças estatisticamente significativas.

A tabela 20 traduz a relação entre o tipo e a presença de HLF no pé esquerdo. Através da sua análise, é possível verificar que dos 41 atletas com pé normal, 58.5% não apresentavam HLF. No pé cavo dos 28 atletas avaliados uma grande maioria (75%) não tinha HLF tendo este se verificado em apenas 25% dos atletas. Relativamente ao pé plano este foi o menos prevalente verificando-se em apenas 11 atletas. No entanto, 63.6% destes tinham HLF comparativamente aos 36.4% em que o teste se verificou ser negativo. Com a aplicação do teste de qui-quadrado verificou-se não existirem diferenças estatisticamente significativas ($p > 0.05\%$), no entanto, verifica-se uma forte tendência para o pé plano apresentar HLF enquanto que no pé cavo ocorre o inverso ($p = 0.07$).

Tabela 20 - Relação entre o tipo de e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Tipo de Pé	Pé Normal	N	17	24	41
		%	41,5%	58,5%	100,0%
	Pé Plano	N	7	4	11
		%	63,6%	36,4%	100,0%
	Pé Cavo	N	7	21	28
		%	25,0%	75,0%	100,0%
Total		N	31	49	80
		%	38,8%	61,3%	100,0%

Relativamente ao desvio do calcanhar em carga e a presença de HLF no pé direito, através da tabela 21 é possível visualizar que quase metade dos atletas avaliados (37 atletas) apresentava um calcanhar valgo. Destes, 54.1% não tinha HLF enquanto nos restantes 45.9% o teste foi positivo. O desvio do calcanhar em carga em varo foi a seguir ao valgo o mais prevalente com 15 atletas, dentro dos quais 73.3% não tinham HLF. O desvio do calcanhar em carga neutro foi identificado em 13 atletas dentro dos quais apenas 30.8% revelou ter HLF. Os desvios do calcanhar em carga marcadamente valgo e marcadamente varo foram os menos prevalentes, tendo-se verificado em apenas 9 e 6 atletas, respetivamente. O HLF verificou-se em 44.4% dos atletas com desvio do calcanhar em carga marcadamente valgo e em 33.3% dos atletas com calcanhar marcadamente supinado. É de salientar que em todos os grupos em que foi dividido o desvio do calcanhar em carga, a percentagem de atletas sem HLF foi sempre superior. Através da aplicação do teste de qui-quadrado foi possível verificar não existirem diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.68$).

Tabela 21 - Relação entre o desvio do calcanhar em carga e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Desvio do Calcanhar em Carga	Neutro	N	4	9	13
		%	30,8%	69,2%	100,0%
	Valgo	N	17	20	37
		%	45,9%	54,1%	100,0%
	Marcadamente Valgo	N	4	5	9
		%	44,4%	55,6%	100,0%
Varo	N	4	11	15	
	%	26,7%	73,3%	100,0%	
Marcadamente Varo	N	2	4	6	
	%	33,3%	66,7%	100,0%	
Total	N		31	49	80
	%		38,8%	61,3%	100,0%

Quanto à relação entre o desvio do calcanhar em carga e a presença de HLF no pé esquerdo (tabela 22), 33 atletas apresentaram um desvio do calcanhar em carga valgo tendo-se verificado que 45.5% tinham HLF. O desvio do calcanhar em carga varo foi visualizado em 19 atletas dos quais 11 (57.9%) atletas não tinham HLF. O desvio do calcanhar em carga neutro foi detetado em 14 atletas com apenas 21.4% destes tendo HLF. O desvio do calcanhar em carga marcadamente valgo e varo foram identificados em 14 atletas (7 com desvio do calcanhar em carga marcadamente valgo e 7 marcadamente varo). Destes, enquanto que o desvio do calcanhar em carga marcadamente valgo esteve associado ao HLF em 42.9% dos atletas, no desvio do calcanhar em carga marcadamente varo apenas 28,6% dos atletas apresentaram a patologia. O teste de qui-quadrado não revelou qualquer tipo de diferença estatisticamente significativa ($p = 0.58$).

Tabela 22 - Relação entre o desvio do calcânhar em carga e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Desvio do Calcânhar em Carga	Neutro	N	3	11	14
		%	21,4%	78,6%	100,0%
	Valgo	N	15	18	33
		%	45,5%	54,5%	100,0%
	Marcadamente Valgo	N	3	4	7
		%	42,9%	57,1%	100,0%
Varo	N	8	11	19	
	%	42,1%	57,9%	100,0%	
Marcadamente Varo	N	2	5	7	
	%	28,6%	71,4%	100,0%	
Total	N	31	49	80	
	%	38,8%	61,3%	100,0%	

Em relação à relação entre o índice de postura do pé e a presença de HLF no pé direito pode verificar-se que 41 atletas apresentaram uma postura normal com 31.7% destes a apresentarem HLF. A postura pronada, foi a seguir à normal, a mais prevalente verificando-se em 25 atletas dos quais 64% tinham HLF. Relativamente às restantes posturas avaliadas através do índice de postura do pé, apenas 14 atletas se enquadraram nas mesmas com 11 atletas com postura supinada, 2 atletas com postura marcadamente supinada e apenas 1 atleta com postura marcadamente pronada. Em relação à presença de HLF nestas posturas, apenas 1 atleta (9.1%) com postura supinada tinha HLF, nenhum atleta (100%) com postura marcadamente supinada tinha HLF enquanto que, na postura marcadamente pronada o único atleta avaliado tinha HLF. É de salientar que as posturas pronada e marcadamente pronada obtiveram de forma consistente uma maior percentagem de atletas com HLF (tabela 23), no entanto, não foi possível validar o teste do qui-quadrado para esta variável devido ao facto de ser necessário uma amostra maior, ou melhor distribuição dos atletas pelas diferentes posturas avaliadas.

Tabela 23 - Relação entre o índice de postura do pé e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Índice de Postura do Pé	Postura Normal	N	13	28	41
		%	31,7%	68,3%	100,0%
	Postura Pronada	N	16	9	25
		%	64,0%	36,0%	100,0%
	Postura marcadamente Pronada	N	1	0	1
		%	100,0%	0,0%	100,0%
	Postura Supinada	N	1	10	11
		%	9,1%	90,9%	100,0%
	Postura Marcadamente Supinada	N	0	2	2
		%	0,0%	100,0%	100,0%
Total		N	31	49	80
		%	38,8%	61,3%	100,0%

A tabela 24 traduz a relação entre o índice de postura do pé e a presença de HLF no pé esquerdo. Dos atletas avaliados 42 apresentaram uma postura normal, 24 uma postura pronada, 11 uma postura supinada, 2 uma postura marcadamente supinada e apenas 1 atleta uma postura marcadamente pronada. Na maioria dos atletas com postura normal (64.3%) não se verificou a presença de HLF, no entanto, na postura pronada verificou-se o inverso com 58.3% dos atletas com HLF. Já na postura supinada apenas 9.1% dos atletas tinham HLF. Na postura marcadamente pronada o único atleta avaliado apresentou HLF, enquanto que na postura marcadamente supinada os 2 atletas não tinham HLF. As posturas pronada e marcadamente pronada apresentaram percentagens superiores de presença de HLF enquanto que nas posturas supinada e marcadamente supinada verificou-se o inverso. De forma a ser possível realizar o teste de significância (qui-quadrado) nesta correlação, a amostra teria de ser maior ou os atletas melhor distribuídos pelas diferentes categorias do índice de postura do pé de forma a que o teste pudesse ser validado.

Tabela 24 - Relação entre o índice de postura do pé e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Índice de Postura do Pé	Postura Normal	N	15	27	42
		%	35,7%	64,3%	100,0%
	Postura Pronada	N	14	10	24
		%	58,3%	41,7%	100,0%
	Postura Marcadamente Pronada	N	1	0	1
		%	100,0%	0,0%	100,0%
	Postura Supinada	N	1	10	11
		%	9,1%	90,9%	100,0%
	Postura Marcadamente Supinada	N	0	2	2
		%	0,0%	100,0%	100,0%
Total		N	31	49	80
		%	38,8%	61,3%	100,0%

Analisando a tabela 25, que relaciona o teste de Jack com a presença de HLF no pé direito, é possível verificar que este foi negativo em 27 atletas dentro dos quais apenas 7.4% não tinha HLF. Dos 53 atletas em que o teste foi considerado positivo, 6 (correspondendo a uma percentagem de 11.3%) apresentavam HLF. Este teste revelou diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.00$), através do teste de qui-quadrado, estabelecendo-se assim uma importante relação entre o teste de Jack e a presença de HLF.

Tabela 25 - Relação entre o teste de Jack e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Teste de Jack	Positivo	N	6 *	47 *	53
		%	11,3% *	88,7% *	100,0%
	Negativo	N	25 *	2 *	27
		%	92,6% *	7,4% *	100,0%
Total		N	31	49	80
		%	38,8%	61,3%	100,0%

* $p < 0.05$ – Diferenças estatisticamente significativas.

Relativamente à relação entre o teste de Jack e a presença de HLF no pé esquerdo verificou-se que em 26 atletas o teste revelou-se negativo. Destes, todos os atletas tinham HLF. Nos atletas em que o teste foi positivo apenas 8 (14%) tinham HLF (tabela 26). Foi utilizado o teste de qui-quadrado para avaliar a significância destes resultados, o qual revelou existirem dados estatisticamente significativos ($p = 0.00$) estabelecendo-se assim, mais uma vez, uma importante relação entre o teste de Jack e a presença de HLF.

Tabela 26 - Relação entre o teste de Jack e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hálux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Teste de Jack	Positivo	N	8 *	49 *	57
		%	14,0% *	86,0% *	100,0%
	Negativo	N	23 *	0 *	23
		%	100,0% *	0,0% *	100,0%
Total	N	31	49	80	
	%	38,8%	61,3%	100,0%	

* $p < 0.05$ – Diferenças estatisticamente significativas.

Na tabela 27 encontra-se implícita a relação entre o “navicular drop” e a presença de HLF no pé direito. Através da sua análise é possível verificar que dos 65 atletas com valores dentro dos parâmetros da normalidade, 67.7% não apresentavam HLF. Para valores de “navicular drop” aumentado, verificou-se precisamente o inverso com 66.7% dos atletas a apresentarem HLF. Através do teste de qui-quadrado é possível verificar que existem diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.01$).

Tabela 27 - Relação entre o “navicular drop” e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Navicular Drop	Normal	N	21 *	44 *	65
		%	32,30% *	67,70% *	100,00%
	Aumentado	N	10 *	5 *	15
		%	66,70% *	33,30% *	100,00%
Total		N	31	49	80
		%	38,80%	61,30%	100,00%

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas.

Relativamente ao “navicular drop” e a presença de HLF no pé esquerdo, (tabela 28) é possível verificar que 66.7% dos atletas com navicular drop normal não tinham HLF. Quanto aos atletas com “navicular drop” aumentado, 64.3% destes apresentavam HLF. O teste de significância (qui-quadrado) revelou existirem diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.03$).

Tabela 28- Relação entre o “navicular drop” e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Navicular Drop	Normal	N	22 *	44 *	66
		%	33,30% *	66,70% *	100,00%
	Aumentado	N	9 *	5 *	14
		%	64,30% *	35,70% *	100,00%
Total		N	31	49	80
		%	38,80%	61,30%	100,00%

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas.

Relativamente à relação entre o “navicular drift” e a presença de HLF no pé direito é possível verificar através da análise da tabela 29 que a maioria dos atletas, tanto com valores normais, como valores aumentados de “navicular drift” (59.2% e 77.8% respetivamente) não tinham HLF. Através da aplicação do teste de significância (teste exato de Fisher), verifica-se que estes resultados não apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.47$).

Tabela 29 - Relação entre o “navicular drift” e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Navicular Drift	Normal	N	29	42	71
		%	40,80%	59,20%	100,00%
	Aumentado	N	2	7	9
		%	22,20%	77,80%	100,00%
Total		N	31	49	80
		%	38,80%	61,30%	100,00%

A tabela 30 traduz a relação entre o “navicular drift” e a presença de HLF no pé esquerdo. Da sua análise pode verificar-se que tal como no pé direito, a maioria dos atletas com “navicular drift” normal e aumentado (60.3% e 71.4%, respectivamente) não tinham HLF. O teste de significância aplicado (teste exato de Fisher) não revela diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.70$).

Tabela 30 - Relação entre o “navicular drift” no pé esquerdo e a presença de HLF

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Navicular Drift	Normal	N	29	44	73
		%	39,70%	60,30%	100,00%
	Aumentado	N	2	5	7
		%	28,60%	71,40%	100,00%
Total		N	31	49	80
		%	38,80%	61,30%	100,00%

Na figura 44 encontra-se a relação entre o lunge teste e a presença de HLF no pé direito. É possível verificar que a mediana da rigidez flexão dorsal do complexo pé/tornozelo em atletas com HLF foi superior aquela apresentada pelos atletas sem HLF (40° e 45°, respetivamente). Os valores mínimos e máximos foram também superiores em atletas sem HLF (mínimo de 32° e máximo de 47° para atletas com HLF e mínimo de 34° e máximo de 57° em atletas sem HLF). Através da aplicação do teste T para amostras

independentes verificou-se existirem diferenças muito significativas entre os grupos de atletas com e sem HLF ($p = 0.00$).

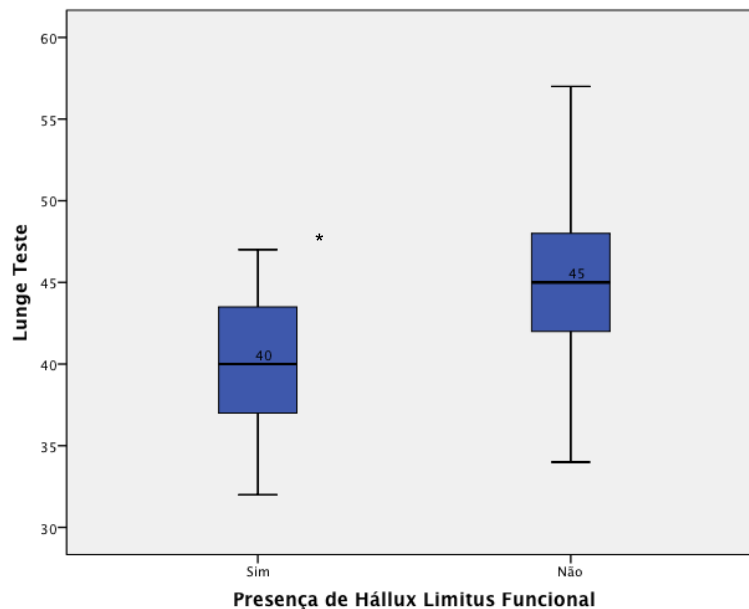


Figura 44 – Gráfico da relação entre o lunge teste e a presença de HLF no pé direito

* $p < 0.05$ – Diferenças estatisticamente significativas.

Relativamente ao lunge teste no e a presença de HLF no pé esquerdo, através da figura 45, é possível verificar que a mediana da rigidez da flexão dorsal do complexo pé/tornozelo foi igualmente superior em atletas com HLF (42° e 44° , respetivamente). No que se refere aos valores mínimos e máximos, os atletas com HLF também apresentaram valores inferiores aos atletas sem HLF (mínimo de 34° e máximo de 50° para atletas com HLF e mínimo de 34° e máximo de 54° para atletas sem HLF). O teste de significância aplicado (teste T para amostras independentes) revelou existirem diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.01$).

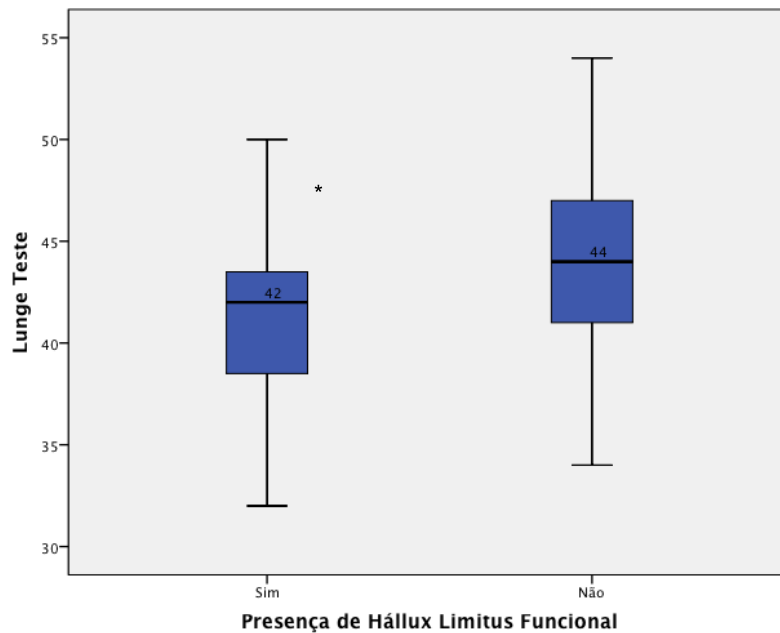


Figura 45 – Gráfico da relação entre o lunge teste e a presença de HLF no pé esquerdo

* $p < 0.05$ – Diferenças estatisticamente significativas.

A tabela 31 traduz a relação entre os antecedentes de entorse do tornozelo e a presença de HLF no pé direito. Através da sua análise é possível verificar que nos atletas que não têm historial de entorse e nos que têm historial de entorse de primeiro grau, a percentagem de atletas sem HLF é superior à percentagem de atletas com HLF (67.4% e 57.7%, respetivamente). Já nos atletas com historial de entorse de segundo grau, apesar de apenas se verificar em 8 atletas, 62.5% destes apresentaram HLF. O teste qui-quadrado não pode ser validado devido ao facto de muito poucos atletas terem sofrido entorses do tornozelo de segundo grau. No entanto, parece existir relação entre a entorse de segundo grau e a presença de HLF.

Tabela 31 - Relação entre os antecedentes de entorse do tornozelo e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Antecedentes de Entorse do Tornozelo	Entorse 1º Grau	N	11	15	26
		%	42,3%	57,7%	100,0%
	Entorse 2º Grau	N	5	3	8
		%	62,5%	37,5%	100,0%
	Sem Entorse	N	15	31	46
		%	32,6%	67,4%	100,0%
Total		N	31	49	80
		%	38,8%	61,3%	100,0%

Relativamente à relação entre os antecedentes de entorse do tornozelo e a presença de HLF no pé esquerdo, através da tabela 32, é possível visualizar que 68.9% dos atletas sem entorse não apresentaram HLF. Já em relação aos atletas com entorse de primeiro grau, 50% destes tinham HLF, enquanto que nos atletas com entorse de segundo grau apenas 1 atleta (14.3%) não revelou ter HLF. A aplicação do teste de significância (teste de qui-quadrado) não pode ser validada devido a muito poucos atletas terem apresentado entorse do tornozelo de segundo grau. No entanto, e de forma semelhante ao pé direito, parece existir relação entre a entorse de segundo grau e a presença de HLF.

Tabela 32 - Relação entre os antecedentes de entorse no tornozelo e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Antecedentes de Entorse do Tornozelo	Entorse 1º Grau	N	6	6	12
		%	50,0%	50,0%	100,0%
	Entorse 2º Grau	N	6	1	7
		%	85,7%	14,3%	100,0%
	Sem Entorse	N	19	42	61
		%	31,1%	68,9%	100,0%
Total		N	31	49	80
		%	38,8%	61,3%	100,0%

Relativamente à posição do primeiro raio e a presença de HLF no pé direito, através da análise da tabela 33 é possível verificar que 60% dos atletas com primeiro raio neutro e 70.6% dos atletas com primeiro raio plantarfletido não tinham HLF. Já para os atletas com primeiro raio dorsifletido, apesar de apenas se ter verificado em 11 atletas, 7 (63.6%) apresentaram HLF. No entanto, apesar de haver tendência para o primeiro raio dorsifletido estar relacionado com a presença de HLF, através da aplicação do teste de qui-quadrado os resultados não são estatisticamente significativos ($p = 0.12$).

Tabela 33 - Relação entre a posição do primeiro raio e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Posição do 1º Raio	Dorsifletido	N	7	4	11
		%	63,60%	36,40%	100,00%
	Plantarfletido	N	10	24	34
		%	29,40%	70,60%	100,00%
	Neutro	N	14	21	35
		%	40,00%	60,00%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

No que diz respeito à posição do primeiro raio e a presença de HLF no pé esquerdo, através da análise da tabela 34 é possível verificar que, de forma semelhante ao analisado no pé direito, 65.4% dos atletas com primeiro raio neutro e 67,5% dos atletas com primeiro raio plantarfletido não apresentavam HLF. Já relativamente ao primeiro raio dorsifletido, 64.3% dos atletas tinham HLF. Através da aplicação do teste de qui-quadrado, verifica-se que apesar de haver tendência para que o primeiro raio dorsifletido estar relacionado com a presença de HLF, não existe diferença estatisticamente significativa ($p = 0.09$).

Tabela 34 - Relação entre a posição do primeiro raio e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Posição do 1º Raio	Dorsifletido	N	9	5	14
		%	64,30%	35,70%	100,00%
	Plantarflexão	N	13	27	40
		%	32,50%	67,50%	100,00%
	Neutro	N	9	17	26
		%	34,60%	65,40%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Na tabela 35 encontra-se implícita a mobilidade dorsal do primeiro raio relativamente à presença de HLF no pé direito. Através da sua análise verifica-se que a maioria dos atletas apresentou uma mobilidade dentro dos parâmetros da normalidade, sendo que 69.2% destes não apresentavam HLF. Dos 13 atletas nos quais a mobilidade dorsal do primeiro raio estava aumentada, a maioria (69.2%) tinha HLF, enquanto que os restantes atletas com mobilidade dorsal diminuída, 60% não tinham HLF. Através da aplicação do teste de significância estatística (qui-quadrado) verificou-se que as diferenças são significativas para os atletas com mobilidade dorsal do primeiro raio aumentada ($p = 0.03$).

Tabela 35 - Relação entre a mobilidade dorsal do primeiro raio e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Mobilidade Dorsal do 1º Raio	Normal	N	16	36	52
		%	30,80%	69,20%	100,00%
	Aumentado	N	9 *	4 *	13
		%	69,20% *	30,80% *	100,00%
	Diminuído	N	6	9	15
		%	40,00%	60,00%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Relativamente à mobilidade dorsal do primeiro raio e a presença de HLF no pé esquerdo, através da análise da tabela 36 pode verificar-se que à semelhança do verificado no pé direito a maioria dos atletas apresentou uma mobilidade normal onde 70.4% destes não tinham HLF. Os atletas com mobilidade dorsal do primeiro raio diminuída seguiram o mesmo padrão dos atletas com mobilidade normal, enquanto que nos atletas com mobilidade dorsal do primeiro raio aumentada, 72.7% apresentaram HLF. Através da aplicação do teste de significância (qui-quadrado) pode verificar-se que esta diferença é estatisticamente significativa ($p = 0.02$).

Tabela 36 - Relação entre a mobilidade dorsal do primeiro raio e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Mobilidade Dorsal do 1º Raio	Normal	N	16	38	54
		%	29,60%	70,40%	100,00%
	Aumentado	N	8 *	3 *	11
		%	72,70% *	27,30% *	100,00%
	Diminuído	N	7	8	15
		%	46,70%	53,30%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Quanto à mobilidade total do primeiro raio e a presença de HLF no pé direito, analisando a tabela 37 pode observar-se que tanto para a amplitude de mobilidade total normal, como para as amplitudes de mobilidade total aumentada e diminuída, a maioria dos atletas não tinha HLF (59.2%, 66.7% e 62.5%, respetivamente). Através da aplicação do teste de significância (qui-quadrado) verificou-se que estes resultados não apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.86$).

Tabela 37 - Relação entre a mobilidade total do primeiro raio e a presença de HLF no pé direito

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Mobilidade total do 1º raio	Normal	N	20	29	49
		%	40,80%	59,20%	100,00%
	Aumentado	N	5	10	15
		%	33,30%	66,70%	100,00%
	Diminuído	N	6	10	16
		%	37,50%	62,50%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

No que se refere à mobilidade total do primeiro raio e a presença de HLF no pé esquerdo, através da análise da tabela 38 verifica-se que de forma semelhante ao analisado no pé direito, a maioria dos atletas com mobilidade total normal, aumentada ou diminuída não apresenta HLF (59.6%, 58.3% e 68.8%, respetivamente). Com a aplicação do teste de significância estatística (qui-quadrado) verifica-se que estes resultados não apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.78$).

Tabela 38 - Relação entre a mobilidade total do primeiro raio e a presença de HLF no pé esquerdo

			Presença de Hállux Limitus Funcional		Total
			Sim	Não	
Mobilidade total do 1º raio	Normal	N	21	31	52
		%	40,40%	59,60%	100,00%
	Aumentado	N	5	7	12
		%	41,70%	58,30%	100,00%
	Diminuído	N	5	11	16
		%	31,30%	68,80%	100,00%
Total	N	31	49	80	
	%	38,80%	61,30%	100,00%	

Relativamente à relação entre o paralelismo antepé/retropé e a presença de HLF no pé direito, é possível verificar através da análise da figura 46 que para o pé neutro, retropé varo e retropé valgo a percentagem de atletas sem HLF foi consistentemente superior aqueles portadores de HLF. Apenas nos atletas com antepé varo se observou uma inversão desta tendência com 22.5% de um total de 40% dos atletas a apresentarem HLF. Quanto à significância destes resultados, não é possível validar o teste de qui-quadrado devido à existência de uma distribuição muito heterogénea dos atletas. Contudo, pode referir-se que o antepé varo parece estar associado à presença de HLF.

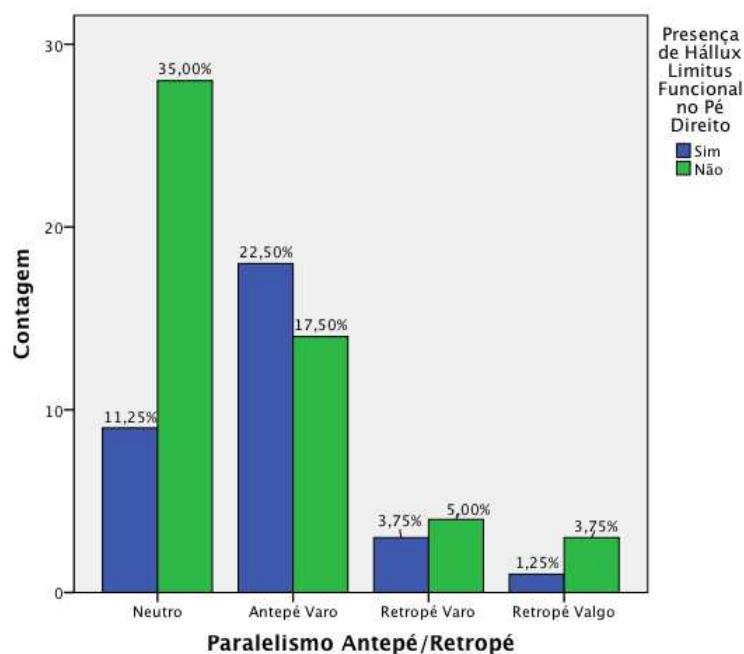


Figura 46 – Gráfico da relação entre o paralelismo antepé/retropé e a presença de HLF no pé direito

Na figura 47 encontra-se implícita a relação entre o paralelismo antepé/retropé e a presença de HLF no pé esquerdo. Através da sua interpretação pode verificar-se que o tipo de pé neutro apresentou uma percentagem bastante superior de atletas (32.5%) sem HLF, registando-se a mesma tendência para o retropé valgo, apesar de apenas 5% dos atletas avaliados o apresentarem. Quanto ao retropé varo, dos 12.5% dos atletas avaliados, metade tinha HLF. Já para o antepé varo, e de forma similar ao pé direito, a percentagem de atletas

com HLF foi superior aos que não o tinham. O teste de qui-quadrado, utilizado para testar a significância destes resultados não pode ser validado devido ao facto de os atletas estarem distribuídos de forma bastante heterogénea. Todavia, e de forma similar ao pé direito, o antepé varo parece estar associado à presença de HLF.

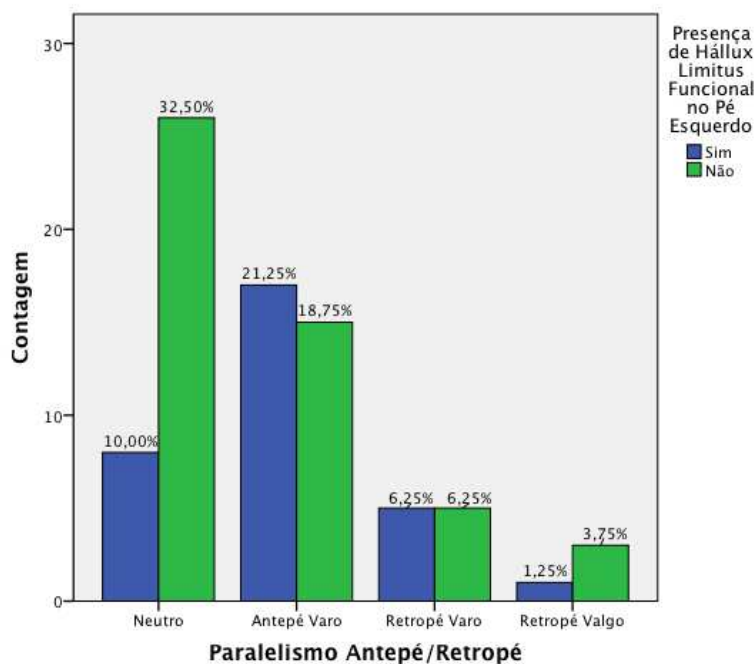


Figura 47 – Gráfico da relação entre o paralelismo antepé/retropé e a presença de HLF no pé esquerdo

Relativamente à relação entre a amplitude de supinação e pronação da articulação SAG e a presença de HLF no pé direito, através da tabela 39 é possível verificar que os atletas com HLF apresentaram tanto para a supinação como para a pronação uma amplitude articular menor que os atletas no qual o HLF não se verificava (mediana de 19° de supinação e 10° de pronação para atletas com HLF e mediana de 22° de supinação e 12° de pronação para atletas sem HLF). Através da aplicação do teste T para variáveis independentes, afim de testar a significância dos resultados apresentados, verificou-se que tanto para a supinação como para a pronação, obteve-se diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.00$ para a supinação e pronação).

Tabela 39 - Relação entre a amplitude de supinação/pronação da articulação SAG e a presença de HLF no pé direito

Presença de Hállux Limitus Funcional	N	Supinação		Pronação	
		Mediana	Amplitude interquartil	Mediana	Amplitude interquartil
Sim	31	19 *	2	10 *	2
Não	49	22	4	12	4
Total	80				

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas

Através da tabela 40 é possível visualizar a relação entre a amplitude de supinação e pronação da articulação SAG e a presença de HLF no pé esquerdo. Da sua análise verifica-se que de forma semelhante ao pé direito, a mediana tanto de supinação como de pronação foi superior nos atletas sem HLF. Nos atletas com HLF verificou-se uma mediana de supinação de 18° e pronação de 9°, enquanto que nos atletas sem HLF a mediana de supinação foi de 22° e pronação de 12°. Através da aplicação do teste de significância (teste T para amostras independentes) verificou-se que estes resultados apresentam diferenças estatisticamente significativas (p = 0.00 para a supinação e pronação).

Tabela 40 - Relação entre a amplitude de supinação/pronação da articulação SAG e a presença de HLF no pé esquerdo

Presença de Hállux Limitus Funcional	N	Supinação		Pronação	
		Mediana	Amplitude interquartil	Mediana	Amplitude interquartil
Sim	31	18 *	2	9 *	2
Não	49	22	4	12	4
Total	80				

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas

A tabela 41 refere-se à relação entre a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF antes e após a mobilização da articulação SAG. Pode verificar-se que antes da mobilização a maioria dos atletas com grau 1+ aumentou a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF com

apenas 33.3% dos atletas a permanecerem com a mesma amplitude. Dos atletas com grau 1, apesar do número reduzido, ambos permaneceram com a mesma amplitude articular. Já nos atletas com grau 2, um deles permaneceu com a mesma amplitude, enquanto que o outro aumentou substancialmente a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF. Apesar de não ser possível aplicar o teste de significância (qui-quadrado) devido ao facto de os atletas estarem distribuídos de forma heterogénea pode observar-se que após a mobilização da articulação SAG, a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF aumentou consistentemente.

Tabela 41 - Relação entre a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF com a aplicação do teste de HLF antes e após a mobilização da articulação SAG no pé direito

			Amplitude MTF com Teste Após Mobilização					Total
			Grau 0	Grau 0+	Grau 1	Grau 1+	Grau 2	
Amplitude	Grau 1	N	0	0	2	0	0	2
		%	0,00%	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%	100,00%
MTF com	Grau 1+	N	3	8	7	9	0	27
		%	11,10%	29,60%	25,90%	33,30%	0,00%	100,00%
da	Grau 2	N	0	0	1	0	1	2
		%	0,00%	0,00%	50,00%	0,00%	50,00%	100,00%
Mobilização	Total	N	3	8	10	9	1	31
		%	9,70%	25,80%	32,30%	29,00%	3,20%	100,00%

Relativamente à amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF antes e após a mobilização no pé esquerdo, através da análise da tabela 42 pode observar-se que de igual forma ao que aconteceu com o pé direito, a maioria dos atletas aumentaram consistentemente a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF. Apenas 9 atletas (33.3%) com grau 1+ e os 4 atletas com grau 1 e grau 2 permaneceram com as mesmas amplitudes. Quanto ao teste de significância (qui-quadrado), o mesmo não pode ser validado devido ao facto de a amostra estar distribuída de forma bastante heterogénea pelos diferentes graus estudados. No entanto, os dados sugerem uma tendência

clara para o facto de após a mobilização os atletas ganhem uma maior amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF.

Tabela 42 - Relação entre a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF com a aplicação do teste de HLF antes e após a mobilização da articulação SAG no pé esquerdo

			Amplitude MTF com Teste Após a Mobilização					Total
			Grau 0	Grau 0+	Grau 1	Grau 1+	Grau 2	
Amplitude	Grau 1	N	0	0	2	0	0	2
		%	0,00%	0,00%	100,00%	0,00%	0,00%	100,00%
MTF com	Grau 1+	N	2	8	8	9	0	27
		%	7,40%	29,60%	29,60%	33,30%	0,00%	100,00%
da	Grau 2	N	0	0	1	0	1	2
		%	0,00%	0,00%	50,00%	0,00%	50,00%	100,00%
Mobilização	Total	N	2	8	11	9	1	31
		%	6,50%	25,80%	35,50%	29,00%	3,20%	100,00%

A tabela 43 traduz a média da distribuição da pressão plantar referente ao primeiro dedo antes e após a mobilização no pé direito. Relativamente ao tempo de início de apoio antes da mobilização verificou-se que este verificou-se aos 338.781 ms, enquanto que após a mobilização o início ocorreu aos 324.368 ms. No tempo de fim de apoio, antes da mobilização o primeiro dedo perdeu o contacto com o solo em média aos 819.858 ms e após a mobilização aos 785.839 ms. Relativamente à percentagem de contacto antes da mobilização obteve-se um valor médio de 57.529% e após a mobilização um valor de 57.742%. A pressão máxima do primeiro dedo foi de 8.356 N/cm² antes da mobilização e de 8.517 N/cm² após da mobilização. Por fim, na análise desta tabela é possível verificar que relativamente ao impulso, antes da mobilização obteve-se um valor de 1.919 Ns/cm² e após a mobilização, um valor de 1.881 Ns/cm². Através da aplicação do teste T em amostras em pares é possível verificar que existem diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.02$) no tempo de fim de apoio do primeiro dedo.

Tabela 43 - Valores da média da distribuição da pressão plantar do primeiro dedo antes e após a mobilização da articulação SAG no pé direito

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	338,781	90,488	16,252
	Após a mobilização	31	324,368	100,396	18,032
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	819,858 *	71,401	12,824
	Após a mobilização	31	785,839 *	67,628	12,146
Porcentagem de contacto	Antes da mobilização	31	57,529	11,254	2,021
	Após a mobilização	31	57,742	12,995	2,334
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	8,365	4,082	0,733
	Após a mobilização	31	8,516	4,697	0,844
Impulso	Antes da mobilização	31	1,919	1,131	0,203
	Após a mobilização	31	1,881	1,274	0,229

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas.

Na tabela 44 encontram-se as médias da distribuição da pressão plantar referente ao primeiro dedo antes e após a mobilização no pé esquerdo. Relativamente ao tempo de início de apoio antes da mobilização ocorreu aos 354.965 ms e após a mobilização aos 331.839 ms. O primeiro dedo apresentou um tempo de fim de apoio de 828.252 ms antes da mobilização e de 788.148 ms após a mobilização. Já para a percentagem de contacto, antes da mobilização obteve-se um valor médio de 56.287% enquanto que, após a mobilização a percentagem de contacto do primeiro dedo foi de 57.242%. A pressão máxima antes da mobilização foi de 7.642 N/cm² registando-se após a mobilização um valor de 8.542 N/cm². O impulso registado antes da mobilização foi de 1.823 Ns/cm² obtendo-se posteriormente um valor de 1.832 Ns/cm². O teste de significância (teste T para amostras em pares) revelou existirem diferenças estatisticamente significativas para o tempo de fim de apoio (p = 0.00) e pressão máxima (p = 0.04).

Tabela 44 - Valores da média da distribuição da pressão plantar do primeiro dedo antes e após a mobilização da articulação SAG no pé esquerdo

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	354,965	114,305	20,530
	Após a mobilização	31	331,839	111,860	20,091
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	828,252 *	82,973	14,902
	Após a mobilização	31	788,148 *	67,358	12,098
Porcentagem de contacto	Antes da mobilização	31	56,287	13,009	2,336
	Após a mobilização	31	57,242	13,775	2,474
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	7,642 *	3,176	0,570
	Após a mobilização	31	8,542 *	3,606	0,648
Impulso	Antes da mobilização	31	1,823	0,970	0,174
	Após a mobilização	31	1,832	0,980	0,176

* $p < 0.05$ – Diferenças estatisticamente significativas.

Em relação aos valores da distribuição da pressão plantar referentes ao primeiro metatársico antes e após a mobilização no pé direito, é possível visualizar através da tabela 45 que o tempo de início de apoio antes da mobilização foi de 268.003 ms, enquanto que, após a mobilização foi de 249.748 ms. O tempo de fim de apoio do primeiro metatársico antes da mobilização foi de 760.106 ms e após a mobilização foi de 721.826 ms. Relativamente à percentagem de contacto, antes da mobilização obteve-se em média 59.097% de contacto do primeiro metatársico e após a mobilização 58.987% de contacto. A pressão máxima antes da mobilização foi de 4.848 N/cm², verificando-se após a mobilização uma pressão de 5.539 N/cm². O impulso registou antes da mobilização um valor de 1.381 Ns/cm² e após a mobilização 1.561 Ns/cm². Existem diferenças estatisticamente significativas com a aplicação do teste T para amostras em pares na relação antes e após a mobilização para o tempo de fim de apoio do primeiro metatársico ($p = 0.00$).

Tabela 45 - Valores da média da distribuição da pressão plantar do primeiro metatársico antes e após a mobilização da articulação SAG no pé direito

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	268,003	92,551	16,623
	Após a mobilização	31	249,748	89,142	16,010
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	760,106 *	78,111	14,029
	Após a mobilização	31	721,826 *	87,873	15,782
Porcentagem de contacto	Antes da mobilização	31	59,097	11,852	2,129
	Após a mobilização	31	58,987	11,958	2,148
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	4,848	3,398	0,610
	Após a mobilização	31	5,539	2,863	0,514
Impulso	Antes da mobilização	31	1,381	1,028	0,185
	Após a mobilização	31	1,561	1,058	0,190

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas.

A tabela 46 traduz a média da distribuição da pressão plantar referente ao primeiro metatársico antes e após a mobilização no pé esquerdo. Assim, relativamente ao tempo de início de apoio do primeiro metatársico antes da mobilização, este verificou-se aos 289.284 ms enquanto que, após a mobilização ocorreu aos 263.190 ms. O tempo de fim de apoio antes da mobilização foi aos 740.613 ms e após a mobilização aos 719.523 ms. Já para a percentagem de contacto do primeiro metatársico, antes da mobilização verificou-se uma percentagem de 54.206 e após a mobilização uma percentagem de 57.374. A pressão máxima foi de 5.487 N/cm² e de 6.226 N/cm² antes e após a mobilização, respetivamente. Em relação ao impulso, este foi de 1.494 Ns/cm² antes da mobilização e de 1.606 Ns/cm² após a mobilização. Através da aplicação do teste T para amostras em pares é possível verificar que não existem diferenças estatisticamente significativas (p > 0.05%). Porém, o tempo de fim de apoio do primeiro metatársico teve um valor de p = 0.05 que apesar de não poder ser considerado significativo deve ser tido em conta.

Tabela 46 - Valores da média da distribuição da pressão plantar do primeiro metatársico antes e após a mobilização da articulação SAG no pé esquerdo

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	289,284	97,025	17,426
	Após a mobilização	31	263,190	90,311	16,220
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	740,613	72,747	13,066
	Após a mobilização	31	719,523	73,697	13,236
Porcentagem de contacto	Antes da mobilização	31	54,206	11,422	2,051
	Após a mobilização	31	57,374	9,875	1,774
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	5,487	4,125	0,741
	Após a mobilização	31	6,226	3,763	0,676
Impulso	Antes da mobilização	31	1,494	1,500	0,269
	Após a mobilização	31	1,606	1,119	0,201

Relativamente à distribuição da pressão plantar do mediopé antes e após a mobilização no pé direito, através da tabela 47 é possível visualizar que o tempo de início de apoio antes da mobilização é de 127.874 ms e após a mobilização de 122.855 ms. Para o tempo de fim de apoio antes da mobilização verificou-se que este deixou o contacto com o solo aos 501.790 ms e após a mobilização aos 466.910 ms. A percentagem de contacto foi de 44.935% e 43.003% antes e após a mobilização, respetivamente. A pressão máxima antes da mobilização foi de 1.935 N/cm² e de 1.477 N/cm² após a mobilização. Quanto ao impulso, este foi de 0.403 Ns/cm² antes da mobilização e após a mobilização obteve-se o valor de 0.287 Ns/cm². A diferença da pressão máxima e do impulso na avaliação da pressão plantar antes e após a mobilização apresentou diferenças estatisticamente significativas (p = 0.00 e p = 0.02, respetivamente) através da aplicação do teste T para amostras em pares. O tempo de fim de apoio do mediopé obteve um valor de p = 0.06 pelo que também deverá ser tido em conta.

Tabela 47 - Valores da média da distribuição da pressão plantar do mediopé antes e após a mobilização da articulação SAG no pé direito

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	127,874	47,219	8,481
	Após a mobilização	31	122,855	49,684	8,923
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	501,790	73,546	13,209
	Após a mobilização	31	466,910	105,308	18,914
Percentagem de contacto	Antes da mobilização	31	44,935	9,798	1,760
	Após a mobilização	31	43,003	13,815	2,481
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	1,935 *	1,230	0,221
	Após a mobilização	31	1,477 *	0,974	0,175
Impulso	Antes da mobilização	31	,403 *	0,316	0,057
	Após a mobilização	31	,287 *	0,238	0,043

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas.

Na tabela 48 encontram-se os valores das médias da distribuição da pressão plantar relativas ao mediopé antes e após a mobilização no pé esquerdo. Assim, é possível verificar que o tempo de início de apoio foi de 70.487 ms antes da mobilização e de 63.681 ms após a mobilização. O mediopé deixou de contactar com o solo aos 511.235 ms antes da mobilização e aos 468.058 ms após a mobilização. Quanto à percentagem de contacto, esta foi de 52.426% antes da mobilização e de 50.390% após a mobilização. Relativamente à pressão máxima antes da mobilização obteve-se um valor de 2.681 N/cm² e após a mobilização um valor de 2.342 N/cm². Por fim, e em relação ao impulso é possível visualizar que se obteve 0.703 Ns/cm² e 0.568 Ns/cm² antes e após a mobilização, respetivamente. Com a aplicação do teste T para amostras em pares pode verificar-se que o tempo de fim de apoio e a percentagem de contacto obtiveram valores médios estatisticamente significativos (p = 0.00 e p = 0.04, respetivamente). A pressão máxima e o impulso obtiveram valores de p igual a 0.05 e 0.06, respectivamente pelo que apesar de não ser estatisticamente significativo deve ser tido em conta.

Tabela 48 - Valores da média da distribuição da pressão plantar do mediopé antes e após a mobilização da articulação SAG no pé esquerdo

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	70,487	28,916	5,193
	Após a mobilização	31	63,681	20,688	3,716
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	511,235 *	87,113	15,646
	Após a mobilização	31	468,058 *	93,780	16,843
Porcentagem de contacto	Antes da mobilização	31	52,426 *	10,366	1,862
	Após a mobilização	31	50,390 *	8,976	1,612
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	2,681	1,374	0,247
	Após a mobilização	31	2,342	1,063	0,191
Impulso	Antes da mobilização	31	,703	0,451	0,081
	Após a mobilização	31	,568	0,311	0,056

* p<0.05 – Diferenças estatisticamente significativas.

Em relação à distribuição da pressão plantar referente à zona medial do calcanhar antes e após a mobilização no pé direito (tabela 49), antes da mobilização obteve-se um tempo de início de apoio de 1.216 ms enquanto que, após a mobilização este baixou para 0.484 ms. O tempo de fim de apoio também baixou de 397.232 ms antes da mobilização para 381.903 ms após a mobilização. Relativamente à percentagem de contacto, antes da mobilização esta foi de 47.613% e após a mobilização diminuiu para 47.077%. A pressão máxima aumentou ligeiramente de 14.442 N/cm² antes da mobilização para 14,823 N/cm² após a mobilização. Quanto ao impulso, verificou-se antes da mobilização um impulso de 3.290 Ns/cm² e após a mobilização o mesmo aumentou para 3.352 Ns/cm². O teste T para amostras em pares não evidenciou qualquer tipo de diferença estatisticamente significativa (p > 0.05%).

Tabela 49 - Valores da média da distribuição da pressão plantar da zona medial do calcânhar antes e após a mobilização da articulação SAG no pé direito

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	1,216	2,786	0,500
	Após a mobilização	31	,484	0,812	0,146
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	397,232	79,593	14,295
	Após a mobilização	31	381,903	88,679	15,927
Percentagem de contacto	Antes da mobilização	31	47,613	8,807	1,582
	Após a mobilização	31	47,077	9,621	1,728
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	14,442	4,559	0,819
	Após a mobilização	31	14,823	4,724	0,849
Impulso	Antes da mobilização	31	3,290	1,184	0,213
	Após a mobilização	31	3,352	1,537	0,276

Na tabela 50 encontram-se os valores da média da distribuição da pressão plantar relativa à zona medial do calcânhar antes e após a mobilização no pé esquerdo. É possível verificar que antes da mobilização o tempo de início de apoio foi de 0.887 ms e após a mobilização foi de 0.468. A zona do calcânhar medial deixou o contacto com o solo antes da mobilização aos 418.155 ms diminuindo para os 404.613 ms após a mobilização. Relativamente à percentagem de contacto, esta diminuiu de 49.558% antes da mobilização para 49.248% após a mobilização. A pressão máxima aumentou de 15.365 N/cm² antes da mobilização para 15.981 N/cm² após a mobilização assim como o impulso que antes da mobilização apresentou um valor de 3.768 Ns/cm² e após a mobilização um valor de 3.806 Ns/cm². Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p > 0.05\%$) através da aplicação do teste T de amostras em pares.

Tabela 50 - Valores da média da distribuição da pressão plantar da zona medial do calcanhar antes e após a mobilização da articulação SAG no pé esquerdo

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	,887	1,819	0,327
	Após a mobilização	31	,468	0,938	0,169
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	418,155	83,367	14,973
	Após a mobilização	31	404,613	95,196	17,098
Percentagem de contacto	Antes da mobilização	31	49,558	8,700	1,563
	Após a mobilização	31	49,248	9,743	1,750
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	15,365	4,448	0,799
	Após a mobilização	31	15,981	4,884	0,877
Impulso	Antes da mobilização	31	3,768	1,538	0,276
	Após a mobilização	31	3,806	1,642	0,295

No que se refere à distribuição da pressão plantar relativa à zona lateral do calcanhar antes e após a mobilização no pé direito, é possível visualizar através da tabela 51 que o tempo de início de apoio foi de 1.335 ms antes da mobilização e de 0,552 ms após a mobilização. O tempo de fim de apoio diminuiu de 392.781 ms antes da mobilização para 378.313 ms após a mobilização. A percentagem de contacto antes da mobilização foi de 47.058% e após a mobilização aumentou ligeiramente para 47,168%. Quanto à pressão máxima, antes da mobilização esta foi de 11.761 N/cm² e após a mobilização obteve-se um valor de 11.739 N/cm². No que toca ao impulso, antes da mobilização registou-se um valor de 2.687 Ns/cm² e após a mobilização uma diminuição muito ligeira para 2.665 Ns/cm². O teste T para amostras em pares não detectou nenhuma diferença estatisticamente significativa (p > 0.05%).

Tabela 51 - Valores da média da distribuição da pressão plantar da zona lateral do calcanhar antes e após a mobilização da articulação SAG no pé direito

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	1,335	3,192	0,573
	Após a mobilização	31	,552	1,258	0,226
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	392,781	78,093	14,026
	Após a mobilização	31	378,313	89,465	16,068
Percentagem de contacto	Antes da mobilização	31	47,058	8,666	1,556
	Após a mobilização	31	47,168	9,690	1,740
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	11,761	3,744	0,672
	Após a mobilização	31	11,739	4,520	0,812
Impulso	Antes da mobilização	31	2,687	1,020	0,183
	Após a mobilização	31	2,665	1,336	0,240

Relativamente à distribuição da pressão plantar da zona lateral do calcanhar antes e após a mobilização no pé esquerdo (tabela 52), verificou-se que antes da mobilização o tempo de início de apoio foi de 1.119 ms e após a mobilização de 0.532 ms. O tempo de fim de apoio diminuiu de 411.839 ms antes da mobilização para 397.603 ms após a mobilização. No que toca à percentagem de contacto, esta aumentou de 48.787% antes da mobilização para 49.397% após a mobilização. A pressão máxima verificou-se ser superior após a mobilização com uma pressão de 12.210 N/cm² relativamente à pressão verificada antes da mobilização (12.052 N/cm²). Por fim, o impulso antes da mobilização foi de 2.939 Ns/cm² e após a mobilização obteve-se um impulso de 2.852 Ns/cm². A pressão plantar da zona lateral do calcanhar antes e após a mobilização não revelou diferenças estatisticamente significativas (p > 0.05%).

Tabela 52 - Valores da média da distribuição da pressão plantar da zona lateral do calcanhar antes e após a mobilização da articulação SAG no pé esquerdo

		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão da média
Tempo de início de apoio	Antes da mobilização	31	1,119	2,191	0,394
	Após a mobilização	31	,532	1,276	0,229
Tempo de fim de apoio	Antes da mobilização	31	411,839	84,728	15,218
	Após a mobilização	31	397,603	94,258	16,929
Percentagem de contacto	Antes da mobilização	31	48,787	8,907	1,600
	Após a mobilização	31	49,397	9,651	1,733
Pressão máxima	Antes da mobilização	31	12,052	3,353	0,602
	Após a mobilização	31	12,210	3,189	0,573
Impulso	Antes da mobilização	31	2,939	1,124	0,202
	Após a mobilização	31	2,852	1,043	0,187

5 Discussão

Na discussão, os resultados obtidos serão abordados, analisados e confrontados com os da literatura, já descrita anteriormente, de forma a que possam ser fundamentados. Numa primeira fase serão discutidos os resultados relativos à comparação entre atletas com e sem HLF e, posteriormente, discutidos os resultados obtidos entre atletas com HLF antes e após a mobilização realizada.

5.1 Discussão dos resultados entre atletas com e sem HLF

Neste estudo, dos oitenta atletas avaliados verificou-se uma prevalência de HLF em 46.25%, dentro dos quais em 31.25% destes o HLF era bilateral e nos restantes 15% unilateral. Estes resultados vão de encontro aos relatados por Durrant e Chockalingam (2009), os quais referem que problemas dos pés e, em especial, da primeira articulação MTF são comuns. Payne, Chuter e Miller (2002) no seu estudo sobre o teste de HLF e a sua influência na função do pé, referem-se especificamente ao HLF, destacando a sua presença em 61.2% dos indivíduos avaliados. Apesar do presente estudo também apresentar uma elevada taxa de prevalência, esta é manifestamente inferior ao estudo citado. Porém este apenas analisou 43 indivíduos, de ambos os géneros, embora com uma média de idades semelhante ao presente estudo, não mencionando tipo de atividade realizada, nem calçado utilizado.

A amplitude de flexão dorsal do hálux em descarga no pé direito apresentou uma mediana de 78° com um máximo de 90° e um mínimo de 56° e no pé esquerdo uma mediana de 77° com um máximo e mínimo semelhantes ao pé direito. Confrontados com a literatura, estes resultados encontram-se dentro dos parâmetros normais de flexão dorsal do hálux. Autores, tais como Root e colaboradores (1977), referem que para que a primeira articulação funcione corretamente é necessário que haja pelo menos 65 a 70° de flexão dorsal, enquanto que para Mann e Hagy (1979) a primeira articulação MTF deve apresentar valores de flexão dorsal entre os 70 e os 90° (citado por Durrant e Chocklingam, (2009).

A morfologia digital apresentou tanto no pé direito como no esquerdo um predomínio de pé grego (37 atletas no pé esquerdo e 33 atletas no pé direito). Estes dados corroboram a literatura, uma vez que segundo Massada (2006), num estudo comparativo entre os dados obtidos por Viladot (1979), verificou-se que o pé egípcio é o mais frequente, mas existe um aumento do número de casos de pé Grego em Portugal (18.9%) relativamente à Catalunha (9%). Em todas as morfologias a percentagem de atletas sem HLF foi sempre maior, no entanto, verificou-se uma certa tendência para que os atletas com pé egípcio apresentassem HLF (46.4% no pé direito e 42.9% no pé esquerdo) não se obtendo, porém, diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados vão de encontro ao descrito por Álvarez (2008) onde relata que o pé egípcio induz com maior frequência alterações biomecânicas do antepé tais como o hálux valgus e o hálux limitus/rígido. Este facto pode dever-se a uma maior dificuldade de adaptação do pé ao calçado, pois a morfologia que melhor se enquadra com o calçado é o pé grego associado a uma morfologia metatarsal de *índice plus*.

Na relação entre a morfologia metatarsal e a presença de HLF, não se obtiveram diferenças significativas com 50% dos atletas a apresentarem *índice plus*, 39.1% com *índice minus* e 33.3% com *índice plus minus* no pé direito. No pé esquerdo, o HLF verificou-se em 40% dos atletas com *índice plus*, 41.1% com *índice minus* e 31.6% com *índice plus minus*. Apesar de se verificarem diferenças marginais, estes resultados não suportam a informação relatada por Beeson (2004) e Haverstock (2013) na qual um dos fatores associados ao desenvolvimento de hálux rígido (estadio terminal de um HLF) caracteriza-se por uma morfologia metatarsal com *índice plus*. Esta morfologia poderá estar na origem de um HLF, devido ao facto de um primeiro metatarsal mais comprido necessitar de uma maior flexibilidade por parte dos tecidos moles plantares, de forma a que a extensão do hálux ocorra normalmente. O facto de existirem muito poucos atletas na amostra com *índice plus* pode ser um fator pelo qual estes resultados não são suportados pela literatura.

O tipo de pé refletiu uma prevalência superior de pé normal com 58.8%, seguida de pé cavo com 27.5% e de pé plano com apenas 13.8%. Estes resultados vão de encontro ao descrito por Leiras, Villas-Boas e Sousa (2013), o qual refere uma maior tendência para um cavo discreto em comparação com o plano, devido à alta solicitação dos membros inferiores durante a prática desportiva. Relativamente à relação entre o tipo de pé e a presença de HLF, estes resultados demonstram existir uma relação entre o pé plano e a presença de HLF, com 72.7% dos atletas com pé plano no pé direito (diferença estatisticamente significativa) e 63.6% dos atletas com pé plano no pé esquerdo a evidenciarem HLF. Um estudo desenvolvido por Evans, Averett e Sanders (2002), sobre a associação do hálux limitus com o escafoide acessório, verificou que o pé plano, ao encontrar-se associado a uma maior pronação do pé, é amplamente aceite como uma das etiologias do hálux limitus, pelo que se sugere que o HLF esteja de igual forma associado ao pé plano.

O pé cavo, deve também ser tido em conta pois 72.7% no pé direito e 75% no pé esquerdo dos atletas não tinham HLF. Apesar de não existirem estudos que referenciem qualquer tipo de relação entre o pé cavo e o HLF, Burns e Crosbie (2005) relatam, num estudo sobre a flexão dorsal da articulação do tornozelo em pés cavos comparado com pés normais e planos, que o pé cavo apresenta uma menor pronação associada que o pé plano. Face ao exposto, os dados do presente estudo sugerem que o pé cavo não tem relação com o HLF.

Relativamente ao desvio do calcanhar em carga, verificou-se que tanto no pé direito como no esquerdo uma grande percentagem de atletas apresentou um desvio do calcanhar em carga em valgo (46.3% no pé direito e 41.3% no pé esquerdo). Estes resultados vão de encontro ao descrito por Fuente (2003), o qual refere que a posição do calcanhar em carga encontra-se normalmente em ligeiro valgo considerado fisiológico. Quanto à relação com o HLF, não houve qualquer diferença estatisticamente significativa, nem qualquer evidência de relação entre o desvio do calcanhar em carga e o HLF. Estes resultados vão de encontro ao estudo desenvolvido por Scherer, Sanders, Eldredge, Duffy e Lee (2006) sobre o efeito das ortóteses plantares na flexão dorsal da primeira

articulação MTF em estática e dinâmica, onde concluíram que o desvio do calcanhar em carga não possui qualquer relação com a capacidade de flexão dorsal da primeira articulação MTF.

O índice de postura do pé, apesar de não ter sido possível testar a significância dos resultados, demonstrou que na relação com o HLF, tanto na postura pronada (64% no pé direito e 58.3% no pé esquerdo) como marcadamente pronada (100% em ambos os pés) obtiveram uma percentagem superior quando comparada com as restantes posturas. Autores tais como Evans e colaboradores (2002) e Frowen e colaboradores (2010) afirmam que o hálux limitus encontra-se relacionado com uma pronação excessiva do pé em dinâmica, sem no entanto se referirem à estática. Posto isto, o HLF poderá estar relacionado com uma postura pronada ou marcadamente pronada.

Através da aplicação do teste de Jack, verificou-se que 92.6% e 100% dos atletas com HLF (no pé direito e pé esquerdo, respetivamente) apresentaram um teste de Jack negativo, sendo estes resultados estatisticamente significativos. Durrant e Chockalingam (2009) numa revisão da literatura acerca do HLF, referem que o teste de Jack consiste num teste alternativo, utilizado em bipedestação para a detectar o HLF, corroborando assim com os nossos resultados.

O “navicular drop”, tanto no pé direito como no esquerdo, apresentou uma maior percentagem de atletas com HLF e “navicular drop” aumentado (66.7% no pé direito e 64.3% no pé esquerdo) em comparação com o “navicular drop” dentro dos valores normais, sendo estas diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados corroboram com o estudo de Paton (2006) sobre a relação entre o “navicular drop” e a mobilidade da primeira articulação MTF, uma vez que este concluiu que o “navicular drop” encontra-se negativamente correlacionado com a capacidade de flexão dorsal da primeira articulação MTF. No entanto, Griffin e colaboradores (2013) contrariam estes resultados, afirmando que o “navicular drop” não influencia a capacidade de flexão dorsal da primeira articulação MTF. Posto isto, sugere-se com estes

resultados que o HLF esteja diretamente relacionado com valores aumentados de “navicular drop”.

Relativamente ao “navicular drift”, a maioria dos atletas tinham valores dentro dos padrões da normalidade (88.75% no pé direito e 91.25% no pé esquerdo). Quanto à relação do “navicular drift” e o HLF tanto no pé direito como no esquerdo, a maioria dos atletas com “navicular drift” normal e aumentado não tinha HLF (59.2% e 77.8% com “navicular drift” normal e aumentado no pé direito, respetivamente, e 60.3% e 71.4% com “navicular drift” normal e aumentado no pé esquerdo, respetivamente). Vários autores tais como Franson e Baravarian (2007), Clough (2009) e Hild e McKee (2011) descrevem o HLF como um bloqueio de movimento no plano sagital. Como o navicular drift avalia o deslocamento medial do mediopé no plano transversal, os dados deste estudo apontam para que o “navicular drift” não possua qualquer influencia sobre o HLF.

O lunge teste apresentou uma mediana de amplitude de flexão dorsal do complexo tornozelo/pé no pé direito de 43.50° e no pé esquerdo de 43°. Bennell e colaboradores (1998) descrevem uma amplitude de flexão dorsal deste complexo de cerca de 50° como amplitude de referência, pelo que estes resultados encontram-se com uma amplitude de flexão dorsal claramente inferior. Fuente (2006) afirma que os jogadores de futebol poderão apresentar uma ligeira diminuição da flexibilidade dos membros inferiores devido ao consequente desenvolvimento muscular característico deste desporto. Quanto à relação deste teste com o HLF, verificou-se que os atletas com HLF apresentavam uma menor amplitude de flexão dorsal do complexo tornozelo/pé que os atletas sem HLF (40° no pé direito e 42° no pé esquerdo nos atletas com HLF e 45° no pé direito e 44° no pé esquerdo nos atletas sem HLF). As diferenças nestes resultados foram estatisticamente significativas. Apesar de não existir qualquer tipo de estudo realizado que fundamente estes resultados, sugere-se que devido ao facto de o HLF provocar um bloqueio da mobilidade no plano sagital (Scherer, 2007), a flexão dorsal deste complexo fique comprometida. Além disso, segundo Durrant e Chockalingam (2009) uma das compensações biomecânicas decorrentes de um HLF, é a diminuição da

extensão do joelho durante a marcha, podendo assim provocar um encurtamento da musculatura posterior da perna, dificultando a flexão dorsal do complexo tornozelo/pé.

A posição do primeiro raio, demonstrou que tanto no pé direito como no pé esquerdo o primeiro raio dorsifletido apresentou percentagens superiores nos atletas com HLF (63.6% no pé direito e 64.3% no pé esquerdo), sem haver, no entanto, diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados vão de encontro ao estudo levado a cabo por Roukis (2005), no qual refere que um *“metatarsus primus elevatus”* é um dos fatores etiológicos do desenvolvimento de um *hállux rigidus*. Frowen e colaboradores (2010) referem também que um primeiro raio dorsifletido poderá provocar um impingement da base da falange proximal aquando da flexão dorsal do *hállux* e conseqüente desenvolvimento de um *hállux limitus*. Assim, com este estudo sugere-se que o HLF esteja relacionado com um primeiro raio dorsifletido.

Quanto à mobilidade dorsal do primeiro raio, verificou-se que a mobilidade dorsal aumentada no pé direito e no pé esquerdo obteve percentagens estatisticamente relevantes para atletas com HLF (69.2% para o pé direito e 72.7% para o pé esquerdo). Os resultados do presente estudo estão de acordo com as teorias de um *“metatarsus elevatus”* que descrevem que uma mobilidade do primeiro raio aumentada ou primeiro raio dorsifletido está na origem de um maior estiramento da fáschia plantar e conseqüente limitação da flexão dorsal da primeira articulação MTF (Frowen et al., 2010; Taranto, Taranto, Bryant, & Singer, 2007). No entanto, Greisberg e colaboradores (2012) num estudo sobre a mobilidade do primeiro raio em variadas patologias do pé, verificou que os indivíduos com *hállux rigidus* apresentaram uma mobilidade dorsal do primeiro raio diminuída. Apesar desta controvérsia, sugere-se com este estudo que o HLF esteja relacionado com uma mobilidade dorsal do primeiro raio aumentada.

A mobilidade total do primeiro raio tanto no pé direito como no esquerdo não obteve qualquer tipo de evidência quanto à sua possível relação com o HLF, sendo maior a percentagem de atletas sem HLF tanto na mobilidade normal

(59.2% no pé direito e 59.6% no pé esquerdo), mobilidade aumentada (66.7% no pé direito e 58.3% no pé esquerdo) e mobilidade diminuída (62.5% no pé direito e 68.8% no pé esquerdo). Greisberg e colaboradores (2012) descrevem no seu estudo que o hálux rigidus encontra-se relacionado com uma mobilidade total do primeiro raio diminuída. No entanto, com estes resultados verificamos que o mesmo não acontece com o HLF, sugerindo-se que o mesmo não esteja relacionado com a mobilidade total do primeiro raio, mas sim com a mobilidade dorsal.

Quanto ao paralelismo antepé/retropé, verificou-se que em ambos os pés o antepé varo demonstrou uma maior percentagem de atletas com HLF comparativamente a todas as outras relações antepé/retropé com 22.5% no pé direito e 21.25% no pé esquerdo. Posto isto, poderá haver relação entre um antepé varo e a presença de HLF. Quando um antepé varo é totalmente compensado, ocorre normalmente uma pronação excessiva e anormal por parte da articulação SAG, que segundo Frowen e colaboradores (2010) é um dos fatores etiológicos de um HLF.

Relativamente à ocorrência de entorses no tornozelo, verificou-se que no pé direito, uma maior percentagem de atletas com HLF tinha historial de entorses do tornozelo tanto de primeiro grau, como de segundo grau (42.3% e 62.5%, respectivamente). Já para os atletas sem historial de entorse, apenas 32.6% tinham HLF. O mesmo se verificou no pé esquerdo, no entanto, a percentagem de atletas com historial de entorse do tornozelo de primeiro e segundo grau foi superior (50% e 85.7%, respectivamente), sendo que a percentagem de atletas sem historial de entorse do tornozelo e HLF foi de apenas 31.1%.

Leiras, Vilas-Boas e Sousa (2013), num estudo realizado em futebolistas da 1ª Liga Portuguesa de Futebol, verificaram que as entorses ocorreram maioritariamente no pé de apoio, sendo na sua maioria de segundo grau. O facto de serem mais frequentes no pé de apoio parece estar relacionado com os gestos técnicos de suporte e rotação característicos desta modalidade desportiva.

Os resultados vão de encontro ao estudo desenvolvido por Willens e seus colaboradores (2005), citado por Valloetton e colaboradores (2010) sobre a relação entre a biomecânica da marcha e as entorses do tornozelo por inversão. Neste estudo, os autores referem que uma instabilidade do tornozelo com história de entorses de repetição pode causar efusões articulares secundárias, originando assim, uma tenosinovite do músculo longo flexor do hálux e conseqüente tenodese. Por outro lado, uma diminuição da mobilidade da articulação SAG, pode levar à origem de entorses do tornozelo, causando um ciclo vicioso.

Caselli (2004) e Scherer (2007), por outro lado, apresentam uma justificação diferente no que se refere à possível relação entre o HLF e as entorses do tornozelo. Para estes autores, um atleta com HLF, apresenta um bloqueio do movimento no plano sagital e conseqüente desvio do centro de pressão para a zona externa do pé como compensação desse mesmo bloqueio. Desta forma, a probabilidade de ocorrer uma entorse do tornozelo aumenta significativamente.

A amplitude de movimento da articulação SAG demonstrou que a mediana de supinação foi de 20° e a mediana de pronação de 12° para ambos os pés. Estes resultados vão de encontro ao descrito por Johnson e Mair (2006), os quais referem que em condições normais, a articulação SAG deve realizar 20° de supinação e 10° de pronação. Na relação com o HLF, verificou-se que tanto a amplitude de supinação como de pronação era menor em atletas com HLF do que em atletas sem HLF (mediana de supinação de 19° e de pronação de 10° no pé direito e mediana de supinação de 18° e de pronação de 9° no pé esquerdo para os atletas com HLF. A mediana de supinação e pronação nos atletas sem HLF foi de 22° e 12°, respetivamente em ambos os pés), sendo estas diferenças estatisticamente significativas. Os resultados apresentados, corroboram com o descrito por Valloetton e colaboradores (2010), onde num estudo sobre a relação entre a tenodese do músculo longo flexor do hálux e o HLF, referem que os indivíduos com HLF apresentam tipicamente uma diminuição da mobilidade da articulação SAG quando comparado com indivíduos sem HLF.

5.2 Discussão dos resultados entre atletas com HLF

A amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF nos atletas com HLF antes e após a mobilização revelou que, na maioria dos atletas as amplitudes aumentaram consistentemente após a mobilização em ambos os pés (dos trinta e um atletas avaliados obteve-se um aumento da mobilidade da primeira articulação MTF em dezanove). Estes resultados vão de encontro aos obtidos num estudo desenvolvido por Vallotton e colaboradores (2010), no qual foram avaliados 16 fisioterapeutas com HLF. Utilizando o mesmo protocolo de avaliação e a mesma mobilização, estes autores obtiveram resultados de aumento consistente (em 15 fisioterapeutas dos 16 incluídos na amostra) da amplitude de movimento da articulação MTF após a mobilização da SAG.

Assim, sugere-se que a mobilização da articulação SAG ao promover uma melhor mobilidade articular e consequente libertação de uma possível tenodese do músculo longo flexor do hálux, a amplitude de flexão dorsal do hálux seja restabelecida tal como descrito por Vallotton e colaboradores (2010).

Relativamente à distribuição da pressão plantar no primeiro dedo, no pé direito, obtiveram-se valores estatisticamente significativos para o tempo de fim de apoio (com uma diminuição de 819.858 ms para 785.839 ms). No pé esquerdo obtiveram-se diferenças estatisticamente significativas para o tempo de fim de apoio (com uma diminuição de 354.965 ms para 331.839 ms) e para a pressão máxima (com um aumento de 7.642 N/cm² para 8.542 N/cm²). A diminuição do tempo de fim de apoio tanto no pé direito como no pé esquerdo, pode ser justificada devido ao facto de com a mobilização da articulação SAG e consequente restauro da mobilidade normal da primeira articulação MTF, esta se tornar mais eficiente e não se prolongar tanto no tempo. Quanto à pressão máxima, Gheluwe, Dananberg, Hagman e Vanstaen (2006) num estudo sobre a pressão plantar e o hálux limitus, referem que a pressão máxima no primeiro dedo é maior em indivíduos com hálux limitus comparativamente aos que não têm a patologia, sendo que, os resultados não corroboram com os resultados apresentados neste estudo. Sugere-se que este aumento de pressão se deva ao facto de a amostra ser constituída por atletas de futebol, e consequente

maior desenvolvimento muscular, originando uma maior pressão no primeiro dedo aquando da propulsão. O facto de no pé esquerdo se ter verificado uma diferença significativa e no pé direito não poderá estar relacionado com o facto de o pé de apoio predominante na amostra ser o esquerdo, que para aumentar o equilíbrio de suporte de carga durante o remate realiza ligeira pronação. No entanto, verifica-se que após a mobilização da articulação SAG as pressões são mais próximas em ambos os pés do que antes da mobilização, reforçando o facto de existir uma adaptação funcional.

Quanto à distribuição da pressão plantar no primeiro metatársico, verifica-se que no pé direito há diferenças estatisticamente significativas para o tempo de fim de apoio (com uma diminuição de 760.106 ms para 721.826 ms). Apesar de não haver relevância estatística, é importante discutir os valores da percentagem de contacto e a pressão máxima (com uma diminuição de 59.097% para 58.987% para a percentagem de contacto e um aumento de 4.848 N/cm² para 5.539 N/cm² para a pressão máxima). No pé esquerdo, apesar de não haverem diferenças estatisticamente significativas, deve ter-se em conta o tempo de fim de apoio (com uma diminuição de 740.613 ms para 719.523 ms). É também importante referir os valores da percentagem de contacto (com um aumento de 54.206% para 57.374%) e da pressão máxima (com um aumento de 5.487 N/cm² para 6.226 N/cm²). A diminuição do tempo de fim de apoio sugere um funcionamento mais eficaz por parte do primeiro raio e primeira articulação MTF, tal como descrito por Frowen e colaboradores (2010). Já relativamente à percentagem de contacto, verificou-se que no pé direito diminuiu e no pé esquerdo aumentou. Estes resultados sugerem que o pé de apoio poderá desempenhar um papel importante na diferença da percentagem de contacto, já que a maioria dos atletas tinha como pé de apoio o esquerdo. A pressão máxima aumentou tanto no pé direito como no esquerdo. Estes resultados estão de acordo com Gheluwe e colaboradores (2006), onde referem que a pressão máxima do primeiro metatársico em indivíduos sem patologia do pé é maior do que a pressão máxima verificada em indivíduos com hállex limitus, sugerindo-se assim que a mobilização da

articulação SAG promove uma flexão plantar correta do primeiro raio e conseqüente melhoria da flexão dorsal da primeira articulação MTF.

A distribuição da pressão plantar no mediopé obteve valores estatisticamente significativos no pé direito para a pressão máxima (com uma diminuição de 1.935 N/cm² para 1.477 N/cm²) e para o impulso (com uma diminuição de 0.403 Ns/cm² para 0.287 Ns/cm²). Apesar de não ser estatisticamente significativo, o tempo de fim de apoio deve também ser tido em conta (com uma diminuição 501.790 ms para 466.910 ms) No pé esquerdo obtiveram-se diferenças estatisticamente significativas para o tempo de fim de apoio (com uma diminuição de 511.235 ms para 468.058 ms) e para a percentagem de contacto (com uma diminuição de 52.426% para 50.390%). Para a pressão máxima e o impulso apesar de não se terem obtido diferenças estatisticamente significativas deve ser tido em conta com uma diminuição de 2.681 N/cm² para 2.342 N/cm² para a pressão máxima e de 0.703 Ns/cm² para 0.568 Ns/cm² para o impulso.

Segundo Barton, Bonanno, Levinger e Menz (2010), as restrições quer da articulação MTF, quer da articulação tibiotársica aumentam e prolongam a eversão do retropé pelo que será de esperar um tempo de fim de apoio mais demorado, uma pressão máxima maior e um impulso maior. Com a mobilização da articulação da SAG e conseqüente melhoria articular da primeira articulação MTF estes valores diminuíram. As diferenças no impulso entre o pé direito e pé esquerdo podem ser justificadas pela dominância dos membros inferiores, uma vez que a maioria dos atletas tinha como pé de apoio o esquerdo, sendo o membro que geralmente suporta uma maior carga. As diferenças relativas à percentagem de contacto podem dever-se ao facto de com a mobilização da SAG o pé diminuir uma pronação aumentada durante a marcha e conseqüente menor abatimento do arco longitudinal interno. A pressão máxima diminuiu devido ao facto de após a mobilização se ter verificado uma melhor distribuição da pressão pela área de contacto. Quanto à diminuição do tempo de fim de apoio do mediopé, este pode ser justificado, pelo facto de após a mobilização e conseqüente desbloqueio da mobilidade da

primeira articulação MTF no plano sagital, a propulsão ocorra de uma forma mais eficiente e não se prolongue tanto no tempo (Frowen et al., 2010).

Relativamente à distribuição da pressão plantar na zona medial e lateral do calcanhar, não se obtiveram diferenças estatisticamente significativas. As diferenças de pressão antes e após a mobilização demonstraram ser relativamente pequenas, podendo traduzir uma influência mínima por parte da mobilização da articulação SAG nesta zona do pé em termos de pressão plantar. Após a mobilização da articulação SAG, na zona lateral do calcanhar, a percentagem de contacto tanto no pé direito como no esquerdo aumentou ligeiramente, enquanto que a pressão máxima e o impulso diminuíram. Na zona medial do calcanhar, a percentagem de contacto diminuiu, aumentando conseqüentemente a pressão máxima e o impulso. Estes resultados demonstram uma ligeira diminuição da eversão do calcanhar, corroborando com Barton e colaboradores (2010), os quais referem que as restrições da amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF aumentam a eversão do calcanhar durante a marcha. Os tempos de início e de fim de apoio tanto da zona medial como da zona lateral do calcanhar, diminuíram em ambos os pés, podendo traduzir uma melhor eficiência por parte do pé durante o ciclo da marcha após a mobilização da articulação SAG.

6 Conclusão

Tendo em conta os objetivos deste trabalho, foi possível concluir que, relativamente ao objetivo principal, verificou-se que a mobilização da articulação SAG aumenta a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação MTF de forma consistente. Porém, não foi possível constatar se as diferenças eram estatisticamente significativas.

Quanto aos objetivos secundários propostos, concluiu-se que o HLF é uma patologia prevalente em atletas de futebol, verificando-se uma prevalência de 46.25%.

No que concerne a relação entre a morfologia digital e o HLF concluiu-se que não existe relação entre estes dois pressupostos.

Relativamente à relação entre a morfologia metatársica e o HLF não foi possível aplicar o teste de significância. Contudo, verificou-se que não existe qualquer tendência para que a morfologia metatársica esteja associada ao HLF.

Na relação entre o tipo de pé e a presença de HLF, concluiu-se que existem diferenças estatisticamente significativas associando o pé plano ao HLF.

Quanto à relação entre o desvio do calcanhar em carga e o HLF concluiu-se que não existe qualquer tipo de relação entre estes.

Na relação entre o índice de postura do pé e o HLF, apesar de não ser possível verificar se as diferenças são estatisticamente significativas, observou-se que existe uma tendência para que as posturas pronada e marcadamente pronada estejam relacionadas com o HLF.

Quanto à relação entre o teste de Jack e a presença de HLF, as diferenças foram estatisticamente significativas, concluindo-se que existe uma forte relação entre o HLF e o teste de Jack.

Relativamente à relação entre o “navicular drop” e a presença de HLF, obtiveram-se diferenças estatisticamente significativas, concluindo-se que este está claramente associado ao HLF.

Já para o “navicular drift”, não se obtiveram diferenças estatisticamente significativas, concluindo-se que o HLF e este não possuem qualquer tipo de relação.

Quanto à relação entre o lunge teste e a presença de HLF, concluiu-se que este está claramente associado ao HLF, obtendo-se diferenças estatisticamente significativas.

Apesar de não ter sido possível aplicar o teste de significância na relação entre as entorses do tornozelo e a presença de HLF, há uma tendência para que as entorses estejam relacionadas com o HLF, sobretudo as entorses de segundo grau.

Quanto à relação entre a posição do primeiro raio e o HLF, apesar de haver uma tendência para que o primeiro raio dorsifletido esteja relacionado com o HLF, não se obtiveram diferenças estatisticamente significativas.

Na relação entre a mobilidade dorsal do primeiro raio e o HLF, obtiveram-se diferenças estatisticamente significativas, concluindo-se assim que a mobilidade dorsal do primeiro raio aumentada está relacionada com o HLF.

Já para a mobilidade total do primeiro raio, não se obtiveram diferenças estatisticamente significativas, não havendo qualquer tipo de relação entre esta e o HLF.

Quanto à relação entre o paralelismo antepé/retropé e o HLF, não foi possível aplicar o teste de significância. No entanto, há uma tendência para que o antepé varo esteja relacionado com o HLF.

Relativamente à relação entre a mobilidade da articulação SAG e o HLF, existem diferenças estatisticamente significativas, concluindo-se que o HLF está fortemente associado à mobilidade desta articulação.

Por fim, e quanto à relação entre a distribuição da pressão plantar antes e após a mobilização da articulação SAG, existem diferenças estatisticamente

significativas, sobretudo para as pressões plantares do primeiro dedo, primeiro metatársico e mediopé. No primeiro dedo foi significativo o tempo de fim de apoio e no pé esquerdo o tempo de fim de apoio e a pressão máxima. No primeiro metatársico foi significativo o tempo de fim de apoio no pé direito. Por fim, no mediopé, as diferenças estatisticamente significativas verificaram-se no pé direito para a pressão máxima e para o impulso no pé direito e para o tempo de fim de apoio e a percentagem de contacto no pé esquerdo. Assim, concluiu-se que esta mobilização altera o funcionamento da primeira articulação MTF e do pé em geral.

7 Referências bibliográficas

- Abboud, R. J. (2002). Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, 16, 165-179.
- Allen, M. K., Cuddeford, T. J., Glasoe, W. M., DeKam, L. M., Lee, P. J., Wagner, K. J., & Yack, H. J. (2004). Relationship between static mobility of the first ray and first ray, midfoot, and hindfoot motion during gait. *Foot and Ankle International*, 25(6), 391-396.
- Álvarez, M. L. G. (2008). *Lesões nos Pés em Podologia Esportiva*. São Paulo - Brasil: Podologia Hoje Publicações Ltda.
- Aquino, A., & Payne, C. (2001). Function of the Windlass Mechanism in Excessively Pronated Feet. *JAPMA*, 91(5), 245-250.
- Ávila, C. A. V. (2003). Estudo de preparação de circuitos flexíveis para uso em palmilhas sensoriais. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 4, 83-91.
- Baravarian, B. (2006). A Guide To Treating Ankle Sprains From Start To Finish. *Podiatry Today*, 19(7), 91-98.
- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P., & Menz, H. B. (2010). Foot and Ankle Characteristics in Patellofemoral Pain Syndrome: A Case Control and Reliability Study. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 40(5), 286-296.
- Beeson, P. (2004). The surgical treatment of hallux limitus/rigidus: a critical review of the literature. *The Foot*, 14(6-22).
- Beeson, P., Phillips, C., Corr, S., & Ribbans, W. J. (2008). Hallux Rigidus: A cross-sectional study to evaluate clinical parameters. *The Foot*, 19, 80-92.
- Bennell, K., Talbot, R., Wajswelner, H., Techovanich, W., & Kelly, D. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Australian Physiotherapy*, 44(3), 175-180.
- Botek, G., & Anderson, M. A. (2011). Etiology, Pathophysiology, and Staging of Hallux Rigidus. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 28, 229-243.

- Bulla, H. A. (2010). *Aplicação da baropodometria na avaliação da correlação entre os tipos de pés e a incidência de lesões nos joelhos*. (Mestrado), Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos.
- Burns, J., & Crosbie, J. (2005). Weight bearing ankle dorsiflexion range of motion in idiopathic pes cavus compared to normal and pes planus. *The Foot*, 15, 91-94.
- Bus, S., & Lange, A. (2005). A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Clinical Biomechanics*, 20(9), 892-899.
- Canale, S. T., & Beaty, J. H. (2013). *Campbell's Operative Orthopaedics* (Twelfth ed. Vol. 2). Philadelphia: Elsevier Mosby.
- Carmo, H., & Ferreira, M. (2008). *Metodologia da Investigação: Guia para auto-aprendizagem* (2ª ed.). Lisboa: Universidade Aberta.
- Caselli, M. A. (2004). Managing Hallux Rigidus In The Athlete. *Podiatry Today*, 17(4), 72-76.
- Christensen, J. C., & Jennings, M. M. (2009). Normal and Abnormal Function of the First Ray. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 26, 355-371.
- Clough, J. G. (2005). Functional Hallux Limitus and Lesser-Metatarsal Overload. *JAPMA*, 95(6), 593-601.
- Clough, J. G. (2009). Functional hallux limitus: Diagnosis and treatment. *Lower Extremity Review*. Retrieved 20 Julho, 2013, from <http://lowerextremityreview.com/article/functional-hallux-limitus-diagnosis-and-treatment>
- Cornwall, M. W., & McPoil, T. G. (2002). Motion of the calcaneus, navicular, and first metatarsal during the stance phase of walking. *JAPMA*, 92(2), 67-76.
- Cornwall, M. W., McPoil, T. G., Lebec, M., Vicenzino, B., & Wilson, J. (2008). Reliability of the Modified Foot Posture Index. *JAPMA*, 98(1), 6.
- Dananberg, H. J. (2000). Sagittal Plane Biomechanics. *JAPMA*, 90(1), 47-50.
- Dananberg, H. J., & Guiliano, M. (1999). Chronic Low-Back Pain and Its Response to Custom-Made Foot Orthoses. *JAPMA*, 89(3), 109-117.

- Durrant, B., & Chockalingam, N. (2009). Functional Hallux Limitus: A Review. *JAPMA*, 99(3), 236-243.
- Evans, R. D. L., Averett, R., & Sanders, S. (2002). The Association of Hallux Limitus with the Accessory Navicular. *JAPMA*, 92(6), 359-365.
- Fortin, M. F. (2003). *O processo de investigação: Da concepção à realização* (1ª ed.): Lusociência.
- Franson, J., & Baravarian, B. (2007). Key Insights On Treating Hallux Limitus. *Podiatry Today*, 20(3), 108-112.
- Fredericksen, R., & Cheskin, M. (2008). Wedge brings new angle to treating hallux limitus. *Biomechanics*, 57-61.
- Frowen, P., O'Donnell, M., Burrow, J. G., & Lorimer, D. L. (2010). *Neale's Disorders of the Foot* (8 ed.). London: Churchill Livingstone.
- Fuente, J. L. (2003). *Podología general y biomecánica* (2ª ed.). Barcelona: Masson S. A.
- Fuente, J. L. (2005). *Podología Deportiva*. Barcelona: Masson.
- Fuente, J. L. (2006). *Podología Física* (1ª ed.). Barcelona: Masson.
- Fuller, E. A. (2000). The Windlass Mechanism of the Foot: A Mechanical Model to Explain Pathology. *JAPMA*, 90(1), 35-46.
- Gheluwe, B. V., Dananberg, H. J., Hagman, F., & Vanstaen, K. (2006). Effects of Hallux Limitus on Plantar Foot Pressure and Foot Kinematics During Walking. *JAPMA*, 96(5), 428-436.
- Giovanetti, C. O. (2009). *Estudo da pressão plantar em indivíduos com e sem dor temporomandibular antes e depois de uma intervenção fisioterapêutica manual na coluna cervical*. (Mestrado), Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá.
- Glasoe, W. M., Yack, H. J., & Saltzman, C. L. (1999). Anatomy and Biomechanics of the First Ray. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 79, 854-859.
- Grady, J. F., Axe, T. M., Zager, E. J., & Sheldon, L. A. (2002). A Retrospective Analysis of 772 Patients with Hallux Limitus. *JAPMA*, 92(2), 102-108.
- Greisberg, J., Sperber, L., & Prince, D. E. (2012). Mobility of the First Ray in Various Foot Disorders. *Foot and Ankle International*, 33(1), 44-49.

- Griffin, N. L., Miller, C., Schmitt, D., & D'Août, K. (2013). An investigation of the dynamic relationship between navicular drop and first metatarsophalangeal joint dorsal excursion. *Journal of Anatomy*, 222, 598--607.
- Haddad, N. (2004). *Metodologia de estudos em ciências da saúde: como planejar, analisar e apresentar um trabalho científico* (1ª ed.): São Paulo: Roca.
- Halstead, J., & Redmond, A. C. (2006). Weight-Bearing Passive Dorsiflexion of the Hallux in Standing Is Not Related to Hallux Dorsiflexion During Walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(8), 550-556.
- Harradine, P., & Bevan, L. (2009). A Review of the Theoretical Unified Approach to Podiatric Biomechanics in Relation to Foot Orthoses Therapy. *JAPMA*, 99(4), 317-325.
- Haverstock, B. D. (2013). Current and Emerging Techniques for Hallux Rigidus. *Podiatry Today*, 26(7), 58-66.
- Hild, G. A., & McKee, P. J. (2011). Evaluation and Biomechanics of the First Ray in the Patient with Limited Motion. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 28, 245-267.
- Holmes, C. F., Wilcox, D., & Fletcher, J. P. (2002). Effect of a Modified, Low-Dye Medial Longitudinal Arch Taping Procedure on the Subtalar Joint Neutral Position Before and After Light Exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32, 194-201.
- Johnson, D. L., & Mair, S. D. (2006). *Clinical Sports Medicine* (First ed.). Philadelphia: Mosby Elsevier.
- Jones, A. M., & Curran, S. A. (2012). Intrarater and Interrater Reliability of First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion: Goniometry versus Visual Estimation. *JAPMA*, 102, 290-298.
- Kaminski, T. W., Hertel, J., Amendola, N., Docherty, C. L., Dolan, M. G., Hopkins, T., . . . Richie, D. (2013). National Athletic Trainers' Association

- Position Statement: Conservative Management and Prevention of Ankle Sprains in Athletes. *Journal of Athletic Training*, 48(4), 528-545.
- Keenan, A.-M., Redmond, A. C., Horton, M., Conaghan, P. G., & Tennant, A. (2007). The Foot Posture Index: Rasch Analysis of a Novel, Foot-Specific Outcome Measure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 88-93.
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar Joint Axis Location and Rotational Equilibrium Theory of Foot Function. *JAPMA*, 91(9), 465-487.
- Konor, M. M., Morton, S., Eckerson, J. M., & Grindstaff, T. L. (2012). Reliability of Three Measures of Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(3), 279-287.
- Leiras, J., Villas-Boas, J. P., & Sousa, F. (2013). Ankle Sprains on soccer and biomechanical repercussions. *5º congresso nacional de biomecânica*, 10-15.
- Lufler, R. S., Hoagland, T. M., Niu, J., & Gross, K. D. (2012). Anatomical Origin of Forefoot Varus Malalignment. *JAPMA*, 102(5), 390-395.
- Marrero, R. C. M., Rull, I. M., & Cunillera, M. P. (2005). *Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor* (2ª ed.). Barcelona: Masson.
- Massada, L. (2006). *O Homem é um animal assimétrico*. Lisboa: Caminho.
- McPoil, T. G., Vicenzino, B., Cornwall, M. W., Collins, N., & Warren, M. (2009). Reliability and normative values for the foot mobility magnitude: a composite measure of vertical and medio-lateral mobility of the midfoot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2(6), 1-12.
- Menz, H. B. (1998). Alternative Techniques for the Clinical Assessment of Foot Pronation. *JAPMA*, 88(3), 119-129.
- Merriman, L. M., & Turner, W. (2002). *Assessment of the lower limb* (Second ed.). London: Churchill Livingstone.
- Moreira, V., & Antunes, F. (2008). Entorses do tornozelo - Do Diagnóstico ao Tratamento: Perspectiva Fisiátrica. *Acta Médica Portuguesa*, 21(3), 285-292.

- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (Fourth ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Núñez-Samper, M., & Alcázar, L. F. L. (2000). *Biomecánica, Medicina y cirugía del pie* (1ª ed.). Barcelona: Masson.
- Osswald, W. (2001). Declaração de Helsínquia modificada em Edimburgo. *Conselho Nacional de ética para as ciências da vida, Lisboa*.
- Paton, J. S. (2006). The Relationship Between Navicular Drop and First Metatarsophalangeal Joint Motion. *JAPMA*, 96(4), 313-317.
- Payne, C., Chuter, V., & Miller, K. (2002). Sensitivity and Specificity of the Functional Hallux Limitus Test to Predict Foot Function. *JAPMA*, 92(5), 269-271.
- Payne, C., & Dananberg, H. J. (1997). Sagittal plane facilitation of the foot. *Australasian Journal of Podiatric Medicine*, 31(1), 7-11.
- Rabin, A., & Kozol, Z. (2012). Weightbearing and Nonweightbearing Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *JAPMA*, 102(5), 406-411.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, 15, 282-291.
- Redmond, A. C., Crane, Y. Z., & Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(6).
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*, 21, 89-98.
- Ribeiro, J. L. P. (2002). O consentimento informado na investigação em psicologia da saúde é necessário? *Psicologia, Saúde e Doenças*, 3(001), 11-22.
- Richie, D. (2006). Ankle Sprains: How To Evaluate An Athlete's Ability To Return To Play. *Podiatry Today*, 19(8), 122-125.
- Roukis, T. S. (2005). Metatarsus Primus Elevatus in Hallux Rigidus. *JAPMA*, 95(3), 221-228.
- Roukis, T. S., Scherer, P. R., & Anderson, C. F. (1996). Position of the First Ray and Motion of the First Metatarsophalangeal Joint. *JAPMA*, 86(11), 539-546.

- RSscan. (2006). Advanced Pressure Measurement System Retrieved 12 de Julho, 2013, from <http://www.rsscan.co.uk>
- Sardenberg, T., Muller, S. S., Pereira, H. R., Oliveira, R. A., & Hossine, W. S. (1999). Análise dos aspectos éticos da pesquisa em seres humanos contidos nas intruções aos autores de 139 revistas científicas brasileiras. *Rev Ass Med Brasil*, 45(4), 295-302.
- Scherer, P. R. (2007). Understanding The Biomechanical Effects Of Hallux Limitus. *Podiatry Today*, 20(8), 62-67.
- Scherer, P. R., Sanders, J., Eldredge, D. E., Duffy, S. J., & Lee, R. Y. (2006). Effect of Functional Foot Orthoses on First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion in Stance and Gait. *JAPMA*, 96(6), 474-481.
- Shirk, C., Sandrey, M. A., & Erickson, M. (2006). Reliability of First Ray Position and Mobility Measurements in Experienced and Inexperienced Examiners. *Journal of Athletic Training*, 41(1), 93-101.
- Silva, A. A. (2008). *Incidência de entorse da tibio-társica em jogadores de futebol séniore e sua relação com alterações posturais, antropometria e tipo de pé*. (Mestrado), Instituto Politécnico de Saúde - Norte, Gandra.
- Souza, J. A. (2010). *Postura e disfunção temporomandibular: avaliação fotogramétrica, baropodométrica e electromiográfica*. (Mestrado), Santa Maria, Recife, Brasil.
- Talarico, L. M., Vito, G. R., Goldstein, L., & Perler, A. D. (2005). Management of Hallux Limitus with Distraction of the First Metatarsophalangeal Joint. *JAPMA*, 95(2), 121-129.
- Taranto, J., Taranto, M. J., Bryant, A. R., & Singer, K. P. (2007). Analysis of Dynamic Angle of Gait and Radiographic Features in Subjects with Hallux Abducto Valgus and Hallux Limitus. *JAPMA*, 97(3), 175-188.
- Vallotton, J., Echeverri, S., & Dobbelaere-Nicolas, V. (2010). Functional Hallux Limitus or Rigidus Caused by a Tenodesis Effect at the Retrotalar Pulley. *JAPMA*, 100(3), 220-229.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremity* (1ª ed.). Missouri: Mosby.

- Vanore, J. V., Christensen, J. C., Kravitz, S. R., Schuberth, J. M., Thomas, J. L., Weil, L. S., . . . Couture, S. D. (2003). Diagnosis and Treatment of First Metatarsophalangeal Joint Disorders. Section 2: Hallux Rigidus *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 42(3), 124-136.
- Verhagen, E. (2013). How Fundamental Knowledge Aids Implementation: Ankle Sprains as an Example. *Acta Médica Portuguesa*, 26(2), 171-174.
- Vinicombe, A., Raspovic, A., & Menz, H. B. (2001). Reliability of Navicular Displacement Measurement as a Clinical Indicator of Foot Posture. *JAPMA*, 91(5), 262-268.
- Vinicombe, A., Raspovic, A., & Menz, H. B. (2011). Reliability of Navicular Displacement Measurement as a Clinical Indicator of Foot Posture. *JAPMA*, 91(5), 262-268.
- Visser, H. J., Day, J. P., & Sills-Powell, J. D. (2013). First MPJ Arthrodesis: What The Evidence Reveals. *Podiatry Today*, 26(9), 34-42.
- Werd, M. B., & Knight, E. L. (2010). *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (First ed.). New York: Springer.
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., Cockb, A. D., & Clercq, D. D. (2005). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait & Posture*, 21(4), 379-387.

Anexos

Anexo I – Carta de pedido de orientação do orientador

Exmo. Prof. Doutor José Carlos Noronha

Gandra, 15 de Março de 2012

Assunto: Pedido de orientação de Tese de Mestrado

O plano de estudos do Curso de Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, a funcionar no Instituto Politécnico de Saúde do Norte, Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, prevê que no 2º ano os alunos realizem um trabalho de Investigação.

Com o intuito de poder dar cumprimento a esta orientação curricular, venho por este meio solicitar a sua colaboração no sentido de ser orientador da respectiva tese de Mestrado intitulada “Hállux Limitus Funcional em jogadores de futebol – Análise Biomecânica”.

Agradecendo desde já a atenção disponibilizada por Vossa Exa. para o assunto, fico inteiramente à disposição para qualquer esclarecimento que julgue necessário.

Sem outro assunto de momento,

Com os mais respeitosos cumprimentos,

Tiago Miguel Pereira Cardoso

(Mestrando em Podiatria do Exercício Físico e Desporto)

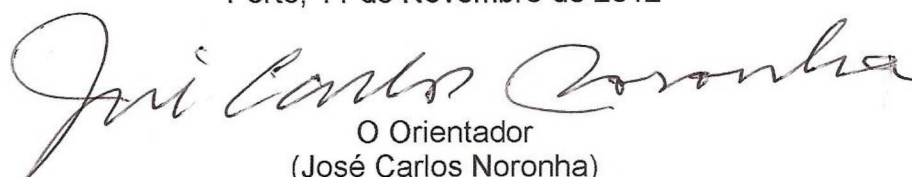
Anexo II – Carta de aceitação do orientador

DECLARAÇÃO

JOSÉ CARLOS NORONHA, com a categoria profissional de Professor Doutor, declara para os devidos efeitos ser Orientador dos trabalhos de mestrado do licenciado TIAGO MIGUEL PEREIRA CARDOSO, os quais, no domínio das Ciências da Podologia, se orientarão para o estudo de “Hallux Limitus Funcional em Jogadores de Futebol: Análise Biomecânica”, constituindo, por isso, um trabalho com elevada relevância para o domínio da Podologia e da Podiatria do Desporto.

Por ser verdade e me ter sido pedido, passo a presente declaração.

Porto, 11 de Novembro de 2012


O Orientador
(José Carlos Noronha)

Anexo III - Carta de pedido de orientação da co-orientadora

Exma. Sra. Mestre Janete Leiras

Gandra, 15 de Março de 2012

Assunto: Pedido de co-orientação de Tese de Mestrado

O plano de estudos do Curso de Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, a funcionar no Instituto Politécnico de Saúde do Norte, Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, prevê que no 2º ano os alunos realizem um trabalho de Investigação.

Com o intuito de poder dar cumprimento a esta orientação curricular, venho por este meio solicitar a sua colaboração no sentido de ser co-orientadora da respectiva tese de Mestrado intitulada “Hállux Limitus Funcional em jogadores de futebol – Análise Biomecânica”.

Agradecendo desde já a atenção disponibilizada por Vossa Exa. para o assunto, fico inteiramente à disposição para qualquer esclarecimento que julgue necessário.

Sem outro assunto de momento,

Com os mais respeitosos cumprimentos

Tiago Miguel Pereira Cardoso

(Mestrando em Podiatria do Exercício Físico e Desporto)

Anexo IV - Carta de aceitação da co-orientadora

DECLARAÇÃO

JANETE FILIPA DIAS LEIRAS, Professora Adjunta do Instituto Politécnico de Saúde do Norte, CESPU, Coordenadora do Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, declara para os devidos efeitos ser Co-orientadora dos trabalhos de mestrado do licenciado TIAGO MIGUEL PEREIRA CARDOSO, os quais, no domínio das Ciências da Podologia, se orientarão para o estudo do "Hállux Limitus Funcional em jogadores de futebol: Análise biomecânica", um trabalho com elevada relevância para o domínio da Podologia e da Podiatria do Exercício Físico e do Desporto.

Por ser verdade e me ter sido pedido, passo a presente declaração.

Porto, 12 de Novembro de 2012


A Co-orientadora
(Janete Filipa Dias Leiras)

Anexo V - Carta de pedido de autorização ao Padroense Futebol Clube

Matosinhos, 15 de Março de 2012

Assunto: Pedido de colaboração

Eu, Tiago Miguel Pereira Cardoso, aluno do 2º ano do Mestrado de Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, a funcionar no Instituto Politécnico de Saúde do Norte, Escola Superior de Saúde de Vale do Sousa, encontro-me a desenvolver um trabalho de investigação cujo tema é “Hállux Limitus Funcional em jogadores de futebol – análise biomecânica”.

No sentido de dar cumprimento ao estudo, venho solicitar a colaboração para a recolha de dados no escalão júnior e sénior do Padroense Futebol Clube, salientando que será respeitada a confidencialidade dos dados recolhidos.

Agradecendo desde já a atenção disponibilizada e o tempo despendido para o assunto, fico à vossa inteira disposição para eventuais esclarecimentos.

Com os melhores cumprimentos,

O aluno responsável pela investigação

(Tiago Miguel Pereira Cardoso)

Anexo VI – Resposta do Padroense Futebol Clube ao pedido de autorização



MEDALHA DE BONS SERVIÇOS DESPORTIVOS
ATRIBUIDA PELO GOVERNO PORTUGUÊS

MEDALHA DE VALOR DESPORTIVO DOURADA
ATRIBUIDA PELA CÂMARA M. MATOSINHOS

MEDALHA DE MÉRITO DESPORTIVO
ATRIBUIDA PELA CÂMARA M. MATOSINHOS



PADROENSE FUTEBOL CLUBE

INSTITUIÇÃO DE UTILIDADE PÚBLICA

FUNDADA EM 1922

Pessoa Colectiva: 501 077 545

DECLARAÇÃO

Vimos por este meio declarar que autorizamos Tiago Miguel Pereira Cardoso, no âmbito da sua Tese de Mestrado, a efetuar recolha de dados na nossa Instituição.

Por ser verdade, e nos ter sido solicitada, assinamos a presente declaração a qual irá ser certificada com o nosso carimbo.

Padrão da Légua, 8 de Abril de 2013

A Direção



Sede e Instalações Desportivas:
Rua Hernâni Torres s/n - Padrão da Légua
4460-327 Senhora da Hora
Telefs. 229 559 970 / 229 549 297 - Fax 229 552 482
Email: geral@padroensefc.pt
www.padroensefc.pt

Anexo VII – Carta de pedido de autorização à União Desportiva Lavrense

Matosinhos, 15 de Março de 2012

Assunto: Pedido de colaboração

Eu, Tiago Miguel Pereira Cardoso, aluno do 2º ano do Mestrado de Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, a funcionar no Instituto Politécnico de Saúde do Norte, Escola Superior de Saúde de Vale do Sousa, encontro-me a desenvolver um trabalho de investigação cujo tema é “Hállux Limitus Funcional em jogadores de futebol – análise biomecânica”.

No sentido de dar cumprimento ao estudo, venho solicitar a colaboração para a recolha de dados no escalão júnior e sénior da União Desportiva Lavrense, salientando que será respeitada a confidencialidade dos dados recolhidos.

Agradecendo desde já a atenção disponibilizada e o tempo despendido para o assunto, fico à vossa inteira disposição para eventuais esclarecimentos.

Com os melhores cumprimentos,

O aluno responsável pela investigação

(Tiago Miguel Pereira Cardoso)

Anexo VIII – Resposta da União Desportiva Lavrense ao pedido de autorização



Ex.mos Senhores
Coordenadores do Mestrado de Podiatria
do Exercício Físico e do Desporto
Escola Superior de Saúde Vale do Sousa
Instituto Politécnico de Saúde do Norte

Assunto: Resposta ao pedido de autorização para recolha de dados

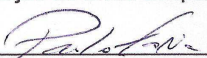
Em resposta ao pedido de autorização para a recolha de dados pelo aluno **Tiago Miguel Pereira Cardoso**, a frequentar o 2º ano do Mestrado de Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, da Escola Superior de Saúde de Vale do Sousa, Instituto Politécnico de Saúde do Norte, no âmbito do trabalho de investigação "Hállux Limitus Funcional em jogadores de Futebol: Análise Biomecânica", informa-se a direção da União Desportiva Lavrense, concedeu a respetiva autorização para proceder a tal recolha.

No entanto, deverá sujeitar-se às autorizações legais dos próprios atletas intervenientes no estudo, salientando que será respeitada a confidencialidade dos dados recolhidos.

Com os melhores cumprimentos,

Lavra, 2 de Abril de 2013

A Direção da União Desportiva Lavrense


(Vice-Presidente: Professor Paulo Faria)

Anexo IX – Declaração de Consentimento informado

Título do Estudo: “Hállux Limitus Funcional em jogadores de Futebol: análise Biomecânica”.

Por Favor leia atentamente a Declaração de Consentimento Informado antes de Participar no Estudo.

Importância do estudo: Atendendo ao facto de que o Hállux Limitus Funcional consiste numa entidade clínica muitas vezes não pesquisada e devido à sua forte capacidade em originar alterações biomecânicas quando presente, é pertinente realizar uma avaliação biomecânica debruçada sobre esta questão em atletas de Futebol dado ser uma articulação extremamente solicitada pela modalidade.

Objectivo Principal do Estudo: Consiste em verificar se a mobilização da articulação subastragalina aumenta a amplitude de flexão dorsal da primeira articulação metatársicofalângica em jogadores de futebol com Hállux Limitus Funcional.

Procedimentos: Após serem aplicados os critérios de inclusão e exclusão, os atletas serão submetidos à avaliação dos seguintes itens:

- Antecedentes lesionais nomeadamente entorses do tornozelo;
- Índice de Postura do Pé, teste de de Jack, navicular drop e drift e desvio do calcanhar em carga;
- Realização de pedigrafias em estática e avaliação do Lunge teste;
- Avaliação biomecânica através do uso da plataforma de pressões plantares Foot Scan (RSscan® International);
- Morfologia digital e metatársica, posição, mobilidade dorsal e mobilidade total do 1º raio;
- Paralelismo antepé/retropé, mobilidade da articulação subastragalina;
- Amplitude de flexão dorsal da 1ª articulação metatársicofalângica, teste de hállux limitus funcional;
- Mobilização da articulação subastragalina se teste de HLF positivo, nova avaliação da amplitude movimento da 1ª articulação metatársicofalângica e nova avaliação com plataforma.

Todos os itens foram devidamente explicados aos participante.

A captação dos dados acontecerá segundo protocolo adequado.

Tempo Requerido e Local de Avaliação: 20 a 30 minutos no gabinete médico do clube.

Confidencialidade: As suas respostas e resultados são **absolutamente confidenciais**, destinando-se apenas a ser utilizados, **sob anonimato**, no âmbito do estudo de investigação desenvolvido no Mestrado de Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, ministrado pelo Instituto Politécnico de Saúde – Norte.

Participação voluntária: Tem plena liberdade para aceitar ou recusar-se a participar neste estudo, sem que tal acarrete qualquer benefício ou prejuízo, a nível assistencial ou de qualquer outra ordem.

Desistência do estudo: Pode desistir a qualquer momento do estudo sem qualquer prejuízo

Investigador principal do estudo: Tiago Miguel Pereira Cardoso

Contacto em caso de dúvidas acerca do estudo:
914869931

== DECLARAÇÃO ==

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

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

DATA ___ / ___ / ____

O Investigador

O Participante

Anexo X – Folha de recolha de dados

Nome: _____; Data de nascimento: ____ / ____ / ____;

Posição: _____; Anos de prática: _____;

MI Dominante: E D Terreno de jogo: _____;

Desvio do Calcancar em carga:

Valgo D ____ E ____; Varo D ____ E ____; Neutro D ____ E ____

Navicular Drop:

Sedestação: pé esq. ____; pé dirt. ____; Bipedestação: pé esq. ____; pé dirt. ____;

Navicular drop: pé esq. ____; pé dirt. ____;

Navicular Drift:

Sedestação: pé esq. ____; pé dirt. ____; Bipedestação: pé esq. ____; pé dirt. ____;

Navicular drift: pé esq. ____; pé dirt. ____;

Teste de Jack: Direito: Positivo: Negativo: ;

Esquerdo: Positivo: Negativo: ;

Lunge Teste: Direito: Positivo: Negativo: ;

Esquerdo: Positivo: Negativo: ;

Antecedentes Lesionais de entorse do tornozelo:

MI Direito	MI esquerdo	Gravidade	Dias de paragem

Morfologia Digital: Pé Egípcio: E D ; Pé Grego: E D ; Pé Quadrado: E D ;

Morfologia Metatarsal: Index Plus: E D ; Index Minus: E D ;

Index Plus Minus: E D ;

Posição 1º raio: Direito: DF ; PF ; Neutro ; Esquerdo: DF ; PF ; Neutro .

Mobilidade total do 1º raio: Direito: _____ Esquerdo: _____;

Mobilidade dorsal do 1º raio: Direito: _____ Esquerdo: _____;

Paralelismo antepé/retropé: Direito: _____; Esquerdo: _____;

Amplitude de flexão dorsal da MTF do hálux: Direito: _____; Esquerdo: _____;

Amplitude de flexão dorsal do 1º raio com teste de HLF: D _____; E: _____;

Após Mobilização: D _____ E _____;

Mobilidade da SAG: D Inv: _____ Eve: _____; E Inv: _____ Eve: _____;

Índice de Postura do Pé

.Pé Esquerdo	-2	-1	0	1	2
Palpação da cabeça do astragalo					
Supra-infra curvatura lateral maleolar					
Posição do calcâneo no plano frontal					
Proeminência da região talonavicular					
Congruência do arco longitudinal interno					
Abdução do ante-pé-retropé					

Pé Direito.	-2	-1	0	1	2
Palpação da cabeça do astragalo					
Supra-infra curvatura lateral maleolar					
Posição do calcâneo no plano frontal					
Proeminência da região talonavicular					
Congruência do arco longitudinal interno					
Abdução do ante-pé-retropé					

