

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

**Relação do varismo tibial com a pressão plantar na  
prática do futebol**

Trabalho apresentado ao mestrado de Podiatria da Exercício Físico e do Desporto do Instituto Politécnico de Saúde – Norte – Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, para obtenção do grau de Mestrado, sob orientação de José Carneiro Oliveira Neto (PhD) e coorientação de Janete Filipa Dias Leiras (MSc) .

Por

**André Gil Ferreira Ferraz**

Gandra

Dezembro, 2013

## Ficha de catalogação

Ferraz, A. G. F. (2013)

Relação do varismo tibial com a pressão plantar na prática do futebol

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

Gandra: s.n. 115p

Orientador: José Carneiro Neto (PhD)

Co-orientador: Janete Leiras (MSc)

1. PRESSÃO PLANTAR 2. VARISMO 3. TÍBIA 4. FUTEBOL  
5. LESÃO

## **Agradecimentos**

Ao longo deste trabalho, foram muitos os contributos externos, que tanto pela sua importância como pelo seu apoio incondicional, se tornaram relevantes no desenvolvimento desta investigação. Por essa razão desejo os meus sinceros agradecimentos:

Ao Professor Doutor José Neto, professor e orientador, pela sua disponibilidade e presteza que sempre evidenciou durante a orientação deste trabalho e, acima de tudo, pelo apoio e amizade demonstrada.

À coordenadora Mestre Janete Leiras, coordenadora do Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, pela sua conduta profissional e por todo um role de informação disponibilizada, que ajudou na realização desta dissertação.

Às instituições de futebol, as quais disponibilizaram as suas instalações e atletas a fim da realização da recolha de dados deste trabalho.

Aos meus pais e irmão, à minha namorada e restantes familiares, pela compreensão e paciência, bem como pelo apoio incondicional, que me permitiram reunir as condições que em muito me ajudaram a vencer estes dois anos de trabalho intenso.

Aos colegas de mestrado, pelo espírito de entreajuda, apoio e amizade.

# Índice

Agradecimentos .....	I
Listas.....	VIII
Abreviaturas.....	VIII
Símbolos.....	VIII
Siglas .....	VIII
Resumo.....	IX
Abstract.....	X
Introdução .....	1
1 Revisão de Literatura.....	3
1.1 Actividade Física e Saúde.....	4
1.1.1 Postura Corporal.....	6
1.1.2 Coordenação Motora.....	8
1.2 O futebol.....	10
1.2.1 Lesão no futebol .....	11
1.2.2 Piso e calçado desportivo .....	19
1.2.3 Exigências de um jogo de futebol.....	20
1.2.4 Fadiga e habilidades técnicas .....	22
1.3 Biomecânica.....	23
1.3.1 Pé e sua função.....	24
1.3.2 A Marcha .....	28
1.3.3 Biomecânica no Futebol .....	32
1.3.4 Dinamometria .....	39
1.3.5 Pressões plantares .....	40
1.3.6 Receptores sensitivos cutâneos plantares .....	42
1.3.7 Plataforma de forças.....	43

1.4	Desvios axiais dos membros inferiores .....	45
1.4.1	Varismo tibial .....	46
1.4.2	Tipos de pegadas plantares .....	48
1.4.3	Avaliação do retopé no plano frontal .....	50
1.4.4	Distribuição da carga no pé .....	53
1.4.5	Suportes plantares.....	54
2	Metodologia .....	57
2.1	Ética em investigação humana .....	57
2.2	População e amostra .....	58
2.3	Materiais e métodos.....	59
2.4	Procedimento .....	60
2.5	Análise Estatística.....	62
3	Resultados.....	65
3.1	Dados sócio demográficos .....	65
3.2	Análise correlacional .....	67
4	Discussão .....	73
4.1	Discussão dados sócio demográficos .....	73
4.2	Discussão da análise correlacional .....	74
5	Conclusão.....	78
6	Referências bibliográficas.....	80
Anexos	.....	I

## Índice de tabelas

TABELA 1 – IDADE E ANOS DE PRÁTICA.....	65
TABELA 2 – IDADE CONSOANTE A POSIÇÃO EM CAMPO .....	65
TABELA 3 – TIPO DE PÉ.....	67
TABELA 4 – RELAÇÃO DA POSIÇÃO NEUTRA DA SAG COM O RATIO L.....	69
TABELA 5 - VARISMO TIBIAL E RATIO L .....	69
TABELA 6 – POSIÇÃO EM CAMPO E GRAUS DE VARISMO TIBIAL .....	70
TABELA 7 - POSIÇÃO EM CAMPO E RATIO L DO PÉ DIREITO.....	70
TABELA 8 – POSIÇÃO EM CAMPO E RATIO L DO PÉ ESQUERDO.....	71
TABELA 9 – POSIÇÃO DO RETROPÉ EM CARGA ESQUERDO E RATIO DO PÉ ESQUERDO .....	71
TABELA 10 - POSIÇÃO DO RETROPÉ EM CARGA DIREITO E RATIO DO PÉ DIREITO .....	72

## Índice de figuras

FIGURA 1 – CURVAS DE VELOCIDADE (KM/H) EM FUNÇÃO DO TEMPO (S) DE PONTOS MARCADOS NO MEMBRO INFERIOR (A, B, C, D) PARA O REMATE DE UM JOGADOR PROFISSIONAL E CINEGRAMAS CORRESPONDENTES (ADAPTADO DE KOLLATH, 1996).....	36
FIGURA 2 – TRANSMISSÃO DO IMPULSO NERVOSO .....	43
FIGURA 3- PLATAFORMA DE FORÇAS .....	45
FIGURA 4- PEGADA NORMAL .....	49
FIGURA 5 - PEGADA PRONADA .....	50
FIGURA 6 - PEGADA SUPINADA.....	50
FIGURA 7 - ORIENTAÇÃO DO EIXO SAG (RETIRADO DE <i>ATHLETIC FOOTWEAR AND ORTHOSES IN SPORTS MEDICINE</i> ).....	55
FIGURA 8 - (RETIRADO DE <i>ATHLETIC FOOTWEAR AND ORTHOSES IN SPORTS MEDICINE</i> ) .....	56
FIGURA 9 - FORÇAS DE REACÇÃO DO SOLO COM E SEM SUPORTE PLANTAR (RETIRADO DE <i>ATHLETIC FOOTWEAR AND ORTHOSES IN SPORTS MEDICINE</i> ).....	56
FIGURA 10 - PODOSCÓPIO .....	60
FIGURA 11 – ZONAS DE APOIO USADAS NO RATIO L.....	63
FIGURA 12 – POSIÇÃO EM CAMPO.....	66
FIGURA 13 – PÉ DE REMATE .....	66
FIGURA 14 - RELAÇÃO EM IDADE E OS GRAUS DE VARISMO TIBIAL À ESQUERDA .....	67
FIGURA 15 - RELAÇÃO EM IDADE E OS GRAUS DE VARISMO TIBIAL À DIREITA.....	68

## Índice de gráficos

GRÁFICO 1 - POSIÇÃO EM CAMPO.....	66
GRÁFICO 2 - PÉ DE REMATE.....	66

## Índice de anexos

ANEXO I - CARTA DE PEDIDO DE ORIENTAÇÃO.....	II
ANEXO II - CARTA DE CONSENTIMENTO DE ORIENTAÇÃO .....	III
ANEXO III – CARTA CONSENTIMENTO DE CO-ORIENTAÇÃO.....	IV
ANEXO IV - APRESENTAÇÃO DO ESTUDO .....	V
ANEXO V- DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO.....	VI
ANEXO VI - GRELHA DE RECOLHA DE DADOS .....	VII
ANEXO VII - CARTA DE PEDIDO DE AUTORIZAÇÃO ÀS INSTITUIÇÕES PARA REALIZAÇÃO DO ESTUDO .....	VIII

## **Listas**

### **Abreviaturas**

SAG - Articulação subastragalina

### **Símbolos**

% - Percentagem

n – número de indivíduos

p – valor de prova

® - Marca registada

$\chi^2$  - Qui-quadrado

### **Siglas**

SPSS - *Statistical Package of the Social Science*

FIFA - *Federation International of Football Association*

FRS - Força de Reacção do Solo

## Resumo

Actualmente é reconhecido que a actividade física regular, influencia não só o índice de massa corporal, como a capacidade aeróbia dos sujeitos, podendo também alterar as estruturas músculo-esqueléticas do corpo humano.

Entre os desportos mais praticados no mundo, destaca-se o futebol. Todas as modalidades desportivas que exigem esforços físicos são susceptíveis de proporcionar lesões, e o futebol não é excepção.

As patologias relacionadas com a biomecânica do pé, são um fenómeno bastante preponderante na prática do desporto e de grande relevância a nível do membro inferior e resto do corpo, principalmente em futebolistas.

Posto isto é de grande relevância elaborar estudos, no sentido de analisar a prática do futebol, a sua biomecânica e as consequências daí remetidas.

Assim os objectivos são relacionar o varismo tibial e a distribuição das pressões plantares com a prática do futebol e como objectivos secundários, verificar a existência de relação entre a posição de campo do jogador com a pressão plantar e o grau de varismo tibial.

O estudo foi realizado em equipas profissionais de futebol da primeira liga do campeonato português de futebol e foi realizado na época de 2012/2013.

A amostra foi constituída por 74 indivíduos do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 18 e os 34 anos.

Verificámos no nosso trabalho, que um elevado grau de varismo tibial, influencia o tipo de apoio do pé, levando a uma marcha em supinação.

Pudemos também concluir que o varismo tibial é influenciado pelo aumento da idade do atleta e conseqüentemente o aumento do tempo de treino. Neste estudo verificámos que os atletas mais velhos apresentavam um maior grau de varismo tibial.

Palavras-chave: Pressão Plantar, Varismo, Tíbia, Futebol, Lesão.

## **Abstract**

It is now recognized that regular physical activity , influence not only the body mass index , as the subject of the aerobic capacity and may also change the musculoskeletal structure of the human body.

Among the most practiced sports in the world, there is football. All sports that require physical effort are likely to provide injuries, and football is no exception .

The pathologies related to the biomechanics of the foot , are quite prevalent in the practice of sport and of great relevance to the lower limb and the rest of the body, especially in soccer level phenomenon.

That said is very relevant conduct studies in order to analyze soccer practice , your biomechanics and the consequences therefrom sent .

So the objectives are to relate the tibial varus and distribution of plantar pressures with soccer practice and as secondary objectives , verify the existence of a relationship between field position player with plantar pressure and degree of tibial varus .

The study was conducted in professional football teams in the Portuguese first league football championship and was held in season 2012/2013 .

The sample consisted of 74 male subjects , aged between 18 and 34 years .

We found in our study that a high degree of tibial varus , influences the type of foot support , leading to a march in supination .

We were also able to conclude that the varus tibial is influenced by the increasing age of the athlete and consequently increasing the time of training. This study found that older athletes had a higher degree of tibial varus .

Keywords : Plantar Pressure , varus , Shin, Football , Injury .

## Introdução

O pé é o alicerce de todo o organismo humano. É responsável pelo equilíbrio do corpo, funciona como “um segundo coração”, permitindo, com a sua especificidade dinâmica, que o sangue seja bombeado em sentido ascendente. Tem também a capacidade de reconhecer as irregularidades extrínsecas, adaptando-se ao meio, através do seu sistema proprioceptivo (Baumgartner, et al. 1997).

A morfologia do corpo Humano tem evoluído com o passar do tempo através da selecção natural (Darwin, 1859). Morgan e colaboradores (1942), desenvolveram a teoria da evolução ou Neodarwinismo, que engloba duas ideias fundamentais, a variabilidade genética e a selecção natural.

Segundo esta teoria a evolução filogenética e ortogenética está dependente do código genético e do fenómeno de selecção natural, tomando como principais factores influentes a morfologia da descendência Humana (Rocha, 2004).

Seguindo estas ideias onde podemos inserir os factores ambientais e como a actividade física regular ou profissional pode influenciar a morfologia do Homem (Rocha, 2004).

Nos dias que correm é reconhecido que a actividade física regular, influencia não só o índice de massa corporal, bem como a capacidade aeróbia dos sujeitos podendo também alterar as estruturas ósseas e musculares do corpo humano (Rocha, 2004).

Entre os desportos mais praticados no mundo, destaca-se o futebol, com praticantes de todas as faixas etárias. Todas as modalidades desportivas que exigem esforços físicos são susceptíveis de proporcionar lesões, e o futebol não é excepção. O próprio desporto, devido ao contacto físico que implica, proporciona aos atletas um considerável risco de lesão (Bruno et al. 2006).

O actual desenvolvimento da biomecânica é expresso pelos novos procedimentos e técnicas de investigação, onde podemos reconhecer a

tendência crescente de combinar várias disciplinas científicas aplicadas à análise do movimento. Ultimamente, o progresso das técnicas de medição, armazenamento e processamento de dados contribuiu enormemente para a análise do movimento humano e neste sentido, a biomecânica recorre a um conjunto de disciplinas científicas, no qual se pode observar uma estreita relação entre as necessidades e exigências da prática desportiva (Amadio,1996).

As patologias relacionadas com a biomecânica do pé, são um fenómeno bastante preponderante na prática do desporto e de grande relevância a nível do membro inferior e resto do corpo, principalmente em futebolistas. Deste modo, e visto que a Podologia é uma área da saúde que estuda, diagnostica, previne e trata patologias que afectam o pé e o membro inferior e sendo o desporto é uma área do meu interesse pessoal, que me tem evocado alguma atenção, decidi realizar a tese do Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, sobre a “Relação do varismo tibial com a pressão plantar na prática do futebol”, tendo como principal objectivo relacionar o varismo tibial e a distribuição das pressões plantares com a prática do futebol e como objectivos secundários, verificar a existência de relação entre a posição de campo do jogador com a pressão plantar e o grau de varismo tibial.

Este trabalho científico compõe-se por várias etapas, nomeadamente: o enquadramento teórico onde foi realizada uma revisão exaustiva sobre o tema; a metodologia onde foram abordadas questões de ética, os métodos utilizados para o estudo bem como a recolha de dados e descrição dos resultados; e a discussão de resultados que permitiu analisar os dados obtidos da recolha, interpretando-os de acordo com os objectivos pretendidos.

# 1 Revisão de Literatura

O bipedismo é uma aquisição relativamente recente na origem e no desenvolvimento do Homem. Data de há 10-12 milhões de anos e passou por diversas formas até que o primata tenha adquirido uma posição erecta, que o Homem possui hoje em dia (Mendes, 1985).

Ao longo da escala filogenética, os membros sofreram um processo de evolução que os adaptou aos diversos tipos de locomoção, em terra, no ar e na água (Abreu, 2000).

Segundo Viladot (citado por Mohsen & Batt, 2001), o pé é uma forma do nosso corpo contactar com o mundo. Através dele podemos entrar em contacto com o ambiente que nos rodeia e estabelecer relações com o mesmo, recebendo estímulos proprioceptivos, que permitem que o pé se adapte ao meio envolvente transformando-se numa estrutura rígida ou flexível consoante as exigências dos terrenos (Férrandez, et al. 2004).

A locomoção humana é um fenómeno extraordinariamente complexo que envolve um grande número de movimentos repetitivos e simultâneos que ocorrem nos três planos espaciais (Saunders, et al. 1953).

Segundo Subotnick (1999) o ciclo da marcha inicia-se quando o pé contacta com o solo e termina quando esse mesmo pé volta a contactar no solo. O ciclo da marcha divide-se em duas fases: a fase de apoio, que ocupa sessenta por cento do ciclo e a fase de oscilação, que ocupa os restantes quarenta por cento. Deste modo, na fase de apoio o pé encontra-se em contacto com o solo e os movimentos ocorrem em cadeia cinética fechada, recebendo as forças de reacção do solo. Pelo contrário, na fase de oscilação o pé não contacta com o solo e os movimentos ocorrem em cadeia cinética aberta (Benasuly & Barragán 2003).

O Homem desde as suas origens mais remotas, sente a necessidade de se deslocar e trabalhar para sobreviver. Este exercício realizado de forma involuntária e necessária permitiu ao homem ancestral desenvolver as suas capacidades físicas sem que disso tomasse consciência. À medida que a

civilização humana foi evoluindo, as tarefas das antepassadas, como caçar, nadar, pescar, lutar, evoluíram até perderem o papel principal de subsistência, ganhando um carácter lúdico, o desporto (Moreira, 2008).

O desporto desde sempre, quer praticado voluntária ou involuntariamente, foi importante para o Homem, para a sua sobrevivência e desenvolvimento (Moreira, 2008).

Contudo, a actividade física e o desporto evoluíram e é na Grécia que o desporto surge na sua forma mais pura e já orientado para a formação do Homem. A civilização Grega possuía um desenvolvimento bastante elevado, e que encarava o desporto como um acto cujo objectivo era aperfeiçoar a pessoa física e mentalmente. Um dos expoentes máximos que mostra a importância do desporto na Grécia foram os Jogos Olímpicos, que datam do ano 776 a. C., que segundo Costa (citado por Baumgartner, et al. 1997) foi a data de invenção do desporto.

Entre os desportos mais praticados no mundo, destaca-se o futebol, com praticantes de todas as faixas etárias. De acordo com a Federação Internacional de Futebol (FIFA) existem aproximadamente mais de 200 milhões de atletas licenciados pela federação em todo o mundo (Ribeiro, et al. 2007).

Esse desporto caracteriza-se pelo seu elevado contacto físico, movimentos curtos, rápidos e descontínuos, tais como acelerações, desacelerações, mudanças de direcção e saltos. Por esses motivos, apresenta um elevado número de lesões. Silva e colaboradores, afirmam que o futebol é responsável pelo maior número de lesões desportivas do mundo. Estima-se que essas lesões sejam responsáveis por 50 a 60% das lesões desportivas na Europa e que 3,5 a 10% dos traumas físicos tratados em hospitais europeus são causados pelo futebol (Silva, et al. 2005).

## **1.1 Actividade Física e Saúde**

Nos primórdios da humanidade o homem dependia de sua força, velocidade e resistência para sobreviver. As suas constantes migrações em busca de abrigo

fazia com que realizasse longas caminhadas, durante as quais lutava, corria e saltava. Era um ser extremamente activo (Baumgartner, et al. 1997).

Mais tarde, na antiga Grécia, a actividade física era desenvolvida na forma de ginástica. Estas actividades eram desenvolvidas com fins bélicos, treino para a guerra ou para treino de gladiadores (Baumgartner, et al. 1997).

Desde a revolução industrial, a tecnologia tem progredido a uma velocidade extraordinária. Desde aquela época aos dias que correm, houve uma notável transformação, de uma sociedade rural, trabalhadora e fisicamente activa, numa população sedentária com pouco ou nenhum desejo para desenvolver actividade física. A industrialização e a mecanização das tarefas diárias destinadas ao Homem, têm induzido uma alteração dos padrões de vida, registando-se com maior frequência uma hipoactividade das populações, a qual cria, modificações fisiológicas e psicológicas negativas (Moreira, 2008).

A crescente invasão de tecnologia facilitou as tarefas diárias do ser humano. A exigência física das actividades do dia-a-dia foi reduzida ao menor gasto de energia possível, de tal modo que, tarefas que posteriormente necessitavam de uma hora para serem realizadas, podem demorar agora meros segundos a serem completadas (Moreira, 2008).

Este avanço tecnológico reduziu as exigências, permitindo viver com muito mais conforto. Os procedimentos manuais foram substituídos por máquinas automáticas, foram desenvolvidos elevadores e escadas rolantes. As distâncias foram encurtadas devido à criação de veículos motorizados, que levaram a uma rápida e fácil deslocação, aumentando o sedentarismo. A vida do ponto de vista físico tornou-se muito mais fácil (Macleod, et al, 1987).

O estilo de vida moderno, coloca-nos perante um certo número de factores de risco. A alimentação desregrada, o sedentarismo e o stress repercutem-se na morbidade e mortalidade. Segundo Costa (1997), o sedentarismo é visto como um factor de risco independente dos factores de risco convencionais, uma vez que a ausência de actividade frequente no modo de vida actual, conduz ao aparecimento de patologias metabólicas, como a diabetes, hipertensão arterial e colesterol elevado.

Nos grandes centros urbanos, os indivíduos têm acesso a um estilo de vida sedentário, o que leva a um aumento considerável da ingestão de alimentos modificados e com um elevado teor energético, conduzindo assim a um desequilíbrio metabólico do organismo, levando à obesidade (Moreira, 2008).

O urbanismo proporciona numerosas alterações no comportamento humano que afectam o risco de aparecimento de doenças. Actualmente as doenças mais comuns são as provocadas pela ausência de actividade física, designadas crónico-degenerativas como as cardiovasculares, do aparelho locomotor, do aparelho respiratório, do sistema nervoso, a obesidade e a diabetes (Nunes, 2000).

A saúde é um estado que se pretende adquirir, sendo a condição física uma das variáveis mais significativas da qualidade de vida das pessoas, proporcionando acertos e defesas em relação a um meio endógeno e exógeno em constante mudança. A condição física subentende a obtenção de um estado de adaptação a um estímulo e uma tolerância à fadiga daí resultante, que permita a realização de uma tarefa estandardizada, sem perdas significativas de eficiência muscular (Pereira, 1997).

### **1.1.1 Postura Corporal**

Segundo (Razeghi & Batt 2001), com a evolução da espécie Humana, toda a estrutura corporal do homem tem vindo, a sofrer uma evolução natural . Desde a conquista da posição bípede, todo o processo evolutivo trouxe alterações anatomofisiológicas. O equilíbrio da cabeça sobre a porção superior da coluna, o equilíbrio do tronco sobre os membros inferiores, entre outras, foi originando alterações na postura dando lugar a uma nova postura mais evoluída e transformada, o que nos parece mostrar que temos vindo a sofrer adaptações constantes ao longo dos tempos Darwin (1859).

Essas adaptações, como a adopção de uma posição bípede rejeitando a posição quadrúpede, sendo transferido o peso de todo o corpo para a coluna vertebral que o transmite aos membros inferiores passando para uma situação de maior instabilidade. Esta instabilidade é originada não só pela diminuição da base de apoio como também pela alteração do centro de gravidade, que se

deslocou no sentido posterior e inferior. O tronco tornou-se mais curto e largo no plano transversal e adelgado no plano sagital. Houve também uma redução no que diz respeito ao número de vértebras lombares, acompanhada por uma hipertrofia dos músculos dessa região. Favorecendo assim o aparecimento de uma curvatura lombar mais acentuada, resultando na sacralização da última vértebra lombar. O sacro evoluiu, aumentando o número de vértebras de três para cinco, aumentando também o seu tamanho em altura, largura e espessura, permitindo deste modo que a sua superfície superior passasse a servir como base de suporte para a última vértebra lombar e base de apoio para o peso do tronco, cabeça e membros superiores (Soutullo & Couto, 2000).

Todas estas transformações verificadas impõem uma sobrecarga de esforço à coluna vertebral que se adapta às novas exigências com o desenvolvimento das curvaturas fisiológicas. Os movimentos realizados pelos membros superiores e inferiores e ainda todas as forças que interagem com o corpo são transmitidas ao eixo central que é a coluna vertebral. Numa postura correcta o músculo é utilizado com eficiência sendo realizado um esforço mínimo. Por outro lado, quando há alteração no alinhamento postural verifica-se um trabalho muscular adicional para manter o equilíbrio, o que pode provocar alterações na coluna, originando um mau desenvolvimento do sistema músculo-esquelético (Massada, 2003).

Verderi (2003) refere que cada indivíduo apresenta características próprias na sua postura. Assim, segundo o autor, podemos definir a postura como “posição que o nosso corpo adopta no espaço, bem como a relação directa das suas partes com a linha do centro de gravidade”. Refere ainda, que “para que possamos estar em boa postura é necessário uma harmonia e equilíbrio dos sistemas neuromuscular e esquelético”.

Ainda Verderi (Silva, et al. 2005) diz que a postura é uma composição de posições de todas as articulações do corpo num determinado momento. E a postura estática é a posição das várias articulações e segmentos corporais.

Quando ocorre compressão articular, tensão nos ligamentos, contracção muscular permanente, de modo a evitar o desconforto, o individuo muda de posição, se isso não acontecer e a "má" posição se prolonga por largos períodos de tempo pode originar lesões dos tecidos moles. Quando são exercidas forças constantes sobre a coluna vertebral e sobre as vértebras em crescimento podem desenvolver-se alterações nos corpos das vértebras, provocando desequilíbrios e o aceleração de processos degenerativos (Hebert & Xavier, 1998).

Uma postura incorrecta é aquela que se apresenta fora do alinhamento normal, embora sem alterações estruturais e mantendo normais as capacidades musculares. Esta "má" postura, quando mantida por muito tempo, pode provocar desconforto e episódios de dor devido às agressões biomecânicas. O resultado da manutenção prolongada de posturas inadequadas pode dar origem a desequilíbrios musculares. Segundo Verdéri (2005), os desequilíbrios musculares verificam-se por uma combinação de factores biomecânicos e neurofisiológicas. A debilidade muscular pode surgir por encurtamento dos músculos, provocado por sobre uso muscular.

Numa postura padrão a coluna vertebral apresenta curvaturas fisiológicas normais e os membros inferiores estão num alinhamento considerado ideal para a distribuição do peso. A posição neutra da pélvis leva a um bom alinhamento do abdómen e do tronco. E o bom alinhamento do tronco leva a um bom alinhamento das extremidades que lhe pertencem. A cabeça deve estar numa posição equilibrada que reduza a tensão muscular dos músculos do pescoço. Todo o corpo se deve articular na perfeição entre si, através de uma coordenação motora, para poder obter um maior desempenho nas tarefas que realiza (Verdéri, 2005).

### **1.1.2 Coordenação Motora**

A palavra coordenação tem proveniência do latim "coordinazione", sendo definida como o acto ou efeito de coordenar um mecanismo regulador do funcionamento harmonioso e inter-relacionado dos músculos que produzem

movimentos conjugados e precisos. Quanto à sua definição, esta tem gerado alguma controvérsia, sendo muitas vezes confundida como sinónimo de agilidade, destreza, controlo motor ou habilidade motora. Estas terminologias surgem da diversidade das áreas de investigação, do posicionamento epistemológico dos autores e dos modelos usados de suporte à investigação (Lopes, 2003).

Segundo Bernstein em 1967, a coordenação motora é um modelo ideal para alcançar a solução final na realização da acção de acordo com o objectivo estabelecido, tendo em ponderação dois aspectos fundamentais. O grau de liberdade do aparelho motor e a variabilidade relacionada ao contexto. O primeiro aspecto refere-se às variáveis livres, como os músculos e as articulações, sendo estas controladas por um comando central. O segundo aspecto, refere-se à possibilidade de regulação dos movimentos exequíveis num ambiente em mudança constante e à capacidade de influenciar essa mesma regulação. Segundo o autor, a coordenação é o processo de manutenção de onde resulta o maior grau de liberdade do segmento em movimento num sistema controlado.

Moreira (2000), diz que a coordenação motora é uma capacidade motora complexa, cujos resultados são consequência da gestão efectuada pelo sistema nervoso central e do grande número de variáveis que contribuem para a realização dos movimentos. A capacidade de coordenação depende da qualidade do sistema aferente, do tratamento da informação no sistema nervoso central e da resposta rápida e eficiente, através do sistema eferente.

Segundo Lopes (2003), o conceito de coordenação motora tem sido abordado em diferentes âmbitos, contextos e áreas científicas, podendo ser analisado segundo três pontos de vista, que são o biomecânico, o fisiológico e pedagógico. O ponto de vista biomecânico, diz respeito à coordenação dos impulsos de força numa acção motora e a organização de acontecimentos em relação a dois ou mais eixos perpendiculares. O fisiológico, está relacionado com as leis que regulam os processos de contracção muscular e o pedagógico

é relativo à interligação ordenada das fases do movimento ou acções parciais e a aprendizagem de novas habilidades.

Para Pimentel e Oliveira (2003) existem dois tipos de coordenação. A coordenação motora global e a coordenação motora fina (Pimentel & Oliveira 2003).

A coordenação motora global é a interacção e bom funcionamento entre o sistema nervoso central e a musculatura esquelética do movimento. Isto quer dizer que existe coordenação entre o sistema nervoso central e a musculatura.

A coordenação motora fina é a capacidade que corresponde a movimentos específicos que envolvem pequenos grupos musculares, geralmente das extremidades.

## **1.2 O futebol**

O futebol pode ser considerado como o desporto organizado mais popular do mundo (Massada, 2003).

O futebol é a modalidade desportiva com maior impacto na sociedade, capaz de orientar a imagem que a mesma representa (Neto 2012).

Segundo Porter, (citado por Neto 2012), um dos grandes teóricos actuais da competição, numa sociedade altamente competitiva, os países são mais ou menos importantes, consoante são mais ou menos competitivos.

O futebol para além da sua vertente lúdica é um complexo jogo que se converte numa batalha incessante pela posse da bola e domínio do próprio jogo. O futebol apresenta assim uma complexidade muito elevada. Ao mais alto nível, as equipas estudam-se ao mais ínfimo pormenor, são estudadas tácticas de jogo e realizados treinos específicos, de modo a serem obtidos os melhores resultados. É exigida aos jogadores uma constante alternância de papéis e funções dentro de campo, com missões tácticas a cumprir e posicionamentos específicos de ataque e defesa a executar (Neto, 2012).

Segundo Guilherme Oliveira (2004), o futebol pode ser considerado um sistema. O jogo é um confronto de dois sistemas formado por subsistemas, os jogadores, que interagem com objectivos e finalidades definidas.

No futebol como em outros desportos organizados, a técnica e a habilidade dos praticantes tem vindo a ser substituída pela força, agressividade, velocidade e rapidez de execução. Cada vez se tem tornado mais agressivo o futebol, com marcações apertadas, faltas mais agressivas e por vezes uma maior liberalização do choque nas disputas de bola. Por isto, e ainda aliados às características de jogo, do terreno e o uso de *pitons* no calçado desportivo, favorecem um tipo de patologia traumática que caracteriza os seus praticantes (Massada, 2003).

Visto que o pé é o principal meio de contacto do corpo com o solo e sendo o futebol um desporto praticado exclusivamente com os pés, estes são os principais lesados durante a prática desportiva (Moisés et al., 1997).

### **1.2.1 Lesão no futebol**

Como em muitos desportos praticados actualmente, no futebol a força da técnica foi sendo substituída pela técnica da força, utilizado a velocidade e a rapidez de execução como armas fulcrais. Com a permissão da falta intencional e de marcações mais duras, torna-se o contacto físico mais frequente, os quais aliados às características de jogo, terreno irregular e o uso de *pitões* no calçado desportivo, favorecem um tipo de patologia traumática que caracteriza os seus praticantes (Massada, 2003).

O futebol tem sofrido muitas mudanças nos últimos anos, principalmente em função das exigências físicas que são cada vez maiores, o que obriga os atletas a trabalharem perto de seus limites máximos de exaustão, com maior predisposição às lesões (Cohen et al., 1997).

O atleta é um indivíduo que, antes de qualquer lesão, não apresenta quaisquer sintomas, geralmente considerado um modelo de saúde, razão pela qual é lhe difícil de aceitar trocar o campo de futebol pelo departamento médico (Cohen et al., 1997).

Nos dias que correm existem várias definições para lesão no futebol, pelo que não existe uma que seja mundialmente aceite (Gonçalves, 2000).

Leandro Massada (2001) afirma que o estudo da patologia traumática desportiva é extremamente complicado, uma vez que a definição de lesão não é universal. Segundo este autor os critérios para a definição de lesão variam consoante o investigador, podendo incluir múltiplos factores que abrangem desde aspectos fisiológicos, a incapacidade funcional que determina uma paragem momentânea, mais ou menos prolongada da prática do desporto.

Por outro lado, factores como a idade, o género, o nível competitivo, superfície de jogo, condições atmosféricas, apoio médico, frequência de jogo, carga de treino/jogo e aspectos socioculturais condicionam decisivamente o tipo e incidência de lesão, o que contribui para a discrepância dos resultados obtidos individualmente (Gonçalves, 2000).

Apesar de não existir uma definição consensual de lesão no futebol, vários autores tentam adaptá-las à realidade actual do futebol.

Gonçalves (2000), considera que a lesão no futebol é todo o tipo de dano causado pela prática do mesmo.

Para Junge e parceiros (2002) a lesão é uma queixa física causada pela prática exercida, que tenha afectado o atleta por mais de duas semanas ou tenha resultado numa ausência de jogo ou treino.

Para Massada (2003) a definição assenta em dois conceitos fundamentais, que são eles todo o tipo de traumatismo relatado pelo atleta durante a prática desportiva e todo o tipo de patologia traumática que leva a uma paragem da mesma prática.

O conselho da Europa em Papendal na Holanda definiu lesão como "uma patologia traumática adquirida durante um jogo ou prática desportiva, causando uma ou mais das seguintes condições: redução da actividade, necessidade de tratamento ou aconselhamento médico e/ou consequência negativa do ponto de vista económico e social (Olsen, 1991).

Massada e colaboradores (2003) seguindo os conceitos do Conselho da Europa, formularam algumas considerações que se adaptam à competição no desporto.

A comunicação do mais pequeno traumatismo por parte do atleta, leva a uma hipervalorização desnecessária de pequenas lesões, que uma pessoa não atleta desvaloriza e não a limita profissionalmente nem altera o seu rendimento.

A lesão que leva a uma paragem obrigatória da prática desportiva, elimina muitas das lesões contraídas pelos atletas e que sendo limitativas do seu rendimento máximo, permitem a prática desportiva sem risco de agravamento da lesão. Segundo o autor, muitos atletas aguardam pelo final da época desportiva para realizarem intervenções cirúrgicas, afim de não condicionarem o seu rendimento e integração na equipa, quando estas não são impeditivas do desporto nem colocam em risco a integridade física do jogador. Para o autor a definição de lesão engloba também as lesões que levam a uma redução dos níveis de actividade desportiva, pois um grande número de lesões que massacraram o atleta, não deixam de ser verdadeiras lesões só pelo facto de ainda permitirem a prática do desporto. Esta lesão é considerada limitadora da actividade desportiva. Para um leigo na matéria um heloma no pé é considerado uma situação irrelevante, que poderá causar algum incómodo, mas num fundista esta situação leva-o a perder uma medalha olímpica. (Massada, 2003).

#### **1.2.1.1 Classificação das lesões no futebol**

A classificação das lesões no futebol à semelhança da sua definição também proporciona discórdia entre os teóricos da investigação (Gonçalves, 2000).

Marzo e colaboradores (1994), classificaram as lesões no futebol em macro traumáticas e micro traumáticas. As macro traumáticas são caracterizadas por uma ocorrência de maior relevo, onde existe um dano efectivo numa estrutura, dano esse que é causado por uma força significativa. As lesões micro traumáticas são um acumular de acontecimentos onde acontecem pequenos traumatismos com uma magnitude reduzida, que apenas causa uma lesão considerável pela acumulação de micro traumatismos.

Aglietti e colegas (1994), classificaram as lesões em dois grupos. As lesões que envolvem a unidade músculo-tendinosa e as que envolvem a unidade osteoarticular. Segundo estudos deste autor, as lesões da unidade osteoarticular são as de maior prevalência, acumulando dois terços das lesões, onde a mais frequente é a entorse. Nas lesões músculo-tendinosas, a de maior frequência é a rotura muscular.

As lesões musculares podem ser condicionadas por mecanismos agudos ou por mecanismos crônicos, que actuam no seio da própria massa muscular. No que compete à lesão aguda, esta ocorre quando um esforço súbito e intenso se concentra numa determinada área muscular que se encontra momentaneamente fragilizada na sequência de um movimento que ultrapassa os seus limites mecânicos (*overstress*). A lesão muscular crónica acontece quando se verifica uma hiperfunção de um grupo muscular, resultando numa fragilização dessas fibras por fadiga (*overuse*) (Massada, 2003).

Segundo Fuller, as lesões devem ser classificadas de acordo com a gravidade, local, tipo, mecanismo e se se trata de uma lesão inicial ou recorrente (Fuller, et al. 2006).

Quanto à gravidade, a maioria dos autores baseia-se no período de ausência da actividade desportiva. Ekstrand (cit. por Costa 2011), classifica-as como ligeiras (ausência 1 a 3 dias), *minor* (ausência 4 a 7 dias), moderadas (ausência de 8 a 28 dias) e *major* (ausência de mais de 28 dias).

Olsen (cit. por Costa 2011) classifica as lesões em leves aquelas que requerem atendimento médico, mas não é aconselhada a interrupção da actividade desportiva, moderadas as que requerem tratamento médico, mas não exigem hospitalização e é aconselhada a paragem da actividade desportiva e as severas, aquelas que requerem tratamento hospitalar.

Segundo Brink e colaboradores, podem ser ligeiras, as que levam a uma ausência de treino ou jogo, mínima as que levam a ausência de 1 a 3 dias, leve ausência 4 a 7 dias, moderada ausência de 8 a 28 dias, grave ausência mais de 28 dias e lesões que implicam fim de carreira (Brink, et al. 2010).

Na bibliografia consultada, a localização das lesões é o ponto mais consensual. Fuller (2006) através do modelo de Orchard classifica as lesões do membro inferior em lesões da coxa, quadril, virilha, joelho, perna/tendão de Aquiles, tornozelo, pés e dedos.

Quanto ao tipo, não é consensual e varia consoante o autor. Olsen (cit. por Costa, 2011) divide esta categoria em contusões, entorses, estiramentos musculares, roturas ligamentares, fracturas e lesões por *stress*.

Passos afirma que se podem distinguir entorses articulares, roturas musculares, contusões, lesões por fadiga, luxações, fracturas, lesões tendinosas e ligamentares. Este autor enfoca as 4 primeiras, que são as que ocorrem com maior frequência no futebol, e também as provocadas por fadiga, que são as que remetem um tempo de paragem maior (Passos, 2007).

No que diz respeito ao mecanismo também há varias diferenças. O futebol é um desporto de contacto físico, extremamente exigente para os músculos, tendões, cartilagens e ossos. Abrange várias actividades, como correr, saltar, passar, rematar, cabecear, rodar, fazer ou sofrer faltas, chegando os jogadores a percorrerem 5-17km por jogo. Qualquer falha que provenha dessas estruturas diminui a performance individual e, na maioria, culmina com uma lesão (Costa, 2011).

Passos (2007), dissocia as lesões em macro traumáticas e micro traumáticas. As primeiras surgem por trauma directo, com perda da função da estrutura lesionada e incapacidades imediatas, como fracturas, estiramentos e luxações e as segundas são resultantes de pequenos traumatismos de repetição, que ao longo do tempo podem gerar pequenos processos inflamatórios recidivantes, como tendinites, sinovites, bursites.

#### **1.2.1.2 Epidemiologia das lesões no futebol**

Junge e colaboradores (2004), estudaram a incidência e epidemiologia das lesões em profissionais de futebol, tendo observado que três em cada quatro jogadores de futebol sofrem, por ano, uma lesão limitadora da sua máxima performance.

Segundo Soares (2007), a classificação das lesões assenta sobre o tempo de paragem da prática da prática desportiva. Sendo assim, é pertinente que os estudos relativos ao risco e incidência de lesão se baseiem no cálculo do número de lesões por cada 1000 horas de jogo ou treino.

No que diz respeito à incidência lesional, verifica-se que o número de lesões que ocorre nos jogos é em média quatro a seis vezes superior ao número de lesões que ocorre durante as sessões de treino (Junge & Dvorak, 2004).

Estudos realizados por Hagglund e colaboradores (2005), no campeonato Suíço e Dinamarquês, e depreenderam que o risco de lesão é superior nos jogos, relativamente aos treinos. A maioria das lesões registadas foram lesões de pequeno relevo. As lesões consideradas graves apenas rondam dos 9% aos 12% da totalidade das lesões, senda que a maioria das lesões, cerca de 90%, localizam-se nos membros inferiores.

Investigações levadas a cabo por Waldén e colaboradores (2005), verificaram que existe um elevado risco de lesão no período pré-competitivo.

Ekstrand (2004), verificou que a incidência de lesões nos jogos em que a selecção nacional masculina de futebol da Suécia saiu derrotada é duas vezes superior, comparativamente com os jogos que venceu ou empatou. No entanto, nestes estudos não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as lesões ocorridas nos jogos oficiais e nos amigáveis. Também não foi encontrada relação quanto aos jogos realizados em casa, fora de casa ou em terreno neutro.

A incidência de lesões no futebol é estimada em 10-35 lesões por cada 1000 horas de jogo. Um atleta de futebol pratica, em média, 100 horas por ano (contabilizando atletas amadores e profissionais). Assim sendo, cada jogador terá, no mínimo, uma limitação na sua performance enquanto atleta, por ano. Os constantes contactos e a velocidade elevada que é exigida, hoje em dia, pelo próprio desporto em causa, faz deste um desporto com elevada incidência de lesões (Hagglund, 2005).

Equipas com mais jogos de elevada exigência são as equipas que apresentam menos lesões, devido à excelente preparação física de cada atleta dessa

mesma equipa. A posição do atleta no campo não tem grande significado em termos de incidência de lesões ou tipo de lesões que afecta o atleta, excepto o caso do guarda-redes, que sofre mais lesões na cabeça, coluna e cara que os restantes colegas de equipa que, tal como já foi citado anteriormente, sofrem maior parte das lesões nos membros inferiores. No equipamento, os *pitons* usados na bota do atleta, parecem ser o alvo das atenções, visto que quando estes não são adequados ao atleta e à sua função, a incidência das lesões aumenta, sendo que 2/3 das lesões causadas no futebol são atribuídas a falhas no calçado. O tipo de piso em que o jogo ou o treino decorre também é importante, visto que quando se trata de um piso sintético, os jogadores têm maior propensão a lesões, devido aos movimentos de tracção causados pela bota no piso, observando-se os tornozelos e joelhos com a percentagem mais elevada de lesões (Ekstrand, 2002).

Ekstrand (2002), sugere que exames na pré época, incluindo exames que permitam uma medição exacta da flexibilidade e força muscular do atleta, são essenciais para se possa corrigir estas anomalias a tempo. Este exame deve focar-se no membro inferior, com testes de estabilidade do tornozelo, joelho e anca, que tal como citado são as articulações com maior predisposição a lesões. Estes exames permitem a prevenção destas lesões, bem como ter dados mais instrutivos, completos e precisos acerca das características de cada atleta e respectivas performances.

### **1.2.1.3 Medidas de prevenção das lesões no futebol**

As lesões no futebol, devido à importância que demonstram no rendimento desportivo dos jogadores e das equipas, merecem um bom diagnóstico preventivo na planificação e início da época desportiva (Soares, 2007).

Para Soares e colaboradores (2007), o primeiro passo para a prevenção das lesões é a identificação dos factores predisponentes e a avaliação diagnóstica.

As medidas de prevenção de lesões implementadas devem ter em conta as características próprias de cada atleta, especialmente nos escalões de formação, onde uma prática inadequada é potencialmente prejudicial para o desenvolvimento músculo-esquelético (Bahr & Krosshaug 2005).

A equipa técnica e o departamento médico, inter-relacionados, devem estar habilitados para um seguimento adequado de cada um dos seus atletas e devem optar por um modelo apropriado de reabilitação a seguir, como o modelo proposto por Van Mechelen. Este modelo avalia a magnitude da lesão, estabelece factores de risco e mecanismo para cada patologia, culminando com a introdução de um protocolo adequado à reabilitação da lesão (Bahr & Krosshaug, 2005).

Existem vários tipos de programas de treinos, a maioria organizados pelo centro de investigação da FIFA, como por exemplo, um referenciado por Soligard num estudo aleatório de programas de treino para jovens futebolistas, que se deve iniciar com exercícios de velocidade lenta combinado com alongamentos activos e passivos em pares, seguindo-se uma série de exercícios baseados na força, equilíbrio e exercícios de salto com 3 níveis de dificuldade crescente que culminam com exercícios de corrida combinado com mudanças bruscas de direcção e com movimentos específicos de futebol. Este estudo aleatório, realizado em atletas jovens, mostra que as lesões graves podem ser reduzidas até 50% e as agudas em um terço (Soligard, et al. 2008).

A prevenção eficaz de lesões desportivas, nomeadamente no futebol, necessita de prematuridade na identificação dos factores de risco e de uma avaliação diagnóstica exacta. O melhor meio para a prevenção é através do treino diário, no qual devem ser automatizados aspectos táctico-técnicos, auxiliados pela repetição dos mesmos, abrangendo como áreas-chave de intervenção os treinos neuromusculares, flexibilidade e proprioceptividade. Este tipo de plano de treino e prevenção deve ser mantido durante toda a temporada, a fim de se obterem resultados positivos (Soligard, et al. 2008).

Todas as acções do futebolista têm como elemento base a força muscular, devendo o treino basear-se no fortalecimento de estruturas deficitárias ou enfraquecidas, com especial atenção para os músculos antagonistas. Esta força é dividida em força máxima, resistência e potência. A potência depende das características de cada jogador e deve ser adaptada à posição em campo,

uma vez que os defesas e médios têm em média mais potencia (Soligard, et al. 2008).

Segundo Gonçalves (2000), a inadequada preparação dos jogadores é um factor de risco de lesão, ao limitar as capacidades físicas dos atletas. Níveis de força e flexibilidade baixos são aspectos que conduzem frequentemente a lesões e devem ser contrariados nos treinos.

No geral, considera-se a força, a flexibilidade e a proprioceptividade como áreas fundamentais de intervenção. No entanto, a importância dada a estas componentes não devem minorar a atenção que os factores extrínsecos e intrínsecos requerem (Soares, 2007).

### **1.2.2 Piso e calçado desportivo**

As instalações desportivas têm um papel importante no que toca a lesões. Os clubes que não possuem boas condições económicas, não têm os apoios necessários para colmatar as carências a nível de prevenção e tratamento das lesões ocorridas durante a época desportiva, não investindo no departamento médico ou nas condições de treino, como campos secundários com as mesmas condições dos campos de jogo. Deste modo acabam por condicionar o rendimento da equipa, e dos próprios jogadores, forçando uma recuperação rápida e inacabada do atleta, o que provocará uma recidiva (Costa, 2011).

Na globalidade os jogos são disputados em terrenos de relva natural com um corte baixo. No entanto, devido à crise económica crescente ou devido a condições climatéricas adversas, são cada vez mais os clubes que optam por um relvado artificial. Deste tipo de piso, assim como o uso de pisos duros, irregulares ou em terra batida, aumentam a incidência de lesões músculo-esqueléticas. Estas lesões ocorrem devido à menor capacidade de absorção de impactos pelo calçado, aumento da rigidez e da força de atrito, o que origina uma sobrecarga funcional (Costa, 2011).

Steffen e colaboradores verificou que as lesões *major* ocorrem duas vezes mais em relvados artificiais do que naturais, com maior prevalência para as lesões ligamentares, principalmente do tornozelo e joelho. As *minor* visam a

ocorrer mais no relvado natural, mas são necessários ainda mais estudos para confirmar tal afirmação (Steffen, et al. 2007).

O calçado é de extrema importância na prevenção de lesões, no rendimento, na estabilidade, no conforto e absorção de choques através do contacto com o solo. Assim, as empresas de calçado têm desenvolvido grandes progressos na confecção do calçado, tornando-os cada vez mais leves e confortáveis (Brito, et al. 2009).

Os pitons utilizados devem ter em conta as condições climáticas e se utilizados num treino ou num jogo. Deve-se usar pitons de borracha durante os treinos, com o objectivo de evitar lesões por contacto físico entre jogadores da mesma equipa, e os de alumínio em más condições climáticas. Durante os jogos é comum os de alumínio. A força tensional que geram no contacto com o solo, pode originar alterações biomecânicas. Brito e colaboradores, referem que a tipologia dos pitons de alumínio, ao não permitir a rotação fluida do pé no solo, aumenta a incidência de lesões músculo-esqueléticas, nomeadamente as lesões do ligamento cruzado anterior do joelho (Brito, et al. 2009).

O uso de ortóteses, como caneleiras, ligaduras para tornozelos, joelheiras, protecções para os pulsos e suportes plantares, aumentam a consistência cinestésica e o apoio às articulações mais fragilizadas, diminuindo a incidência de lesões (Costa, 2011).

### **1.2.3 Exigências de um jogo de futebol**

O rendimento e desempenho competitivo de um jogador de futebol é condicionado por variados factores dos quais se destacam os aspectos de natureza fisiológica, técnica e táctica (Wisloff, et al. 2004).

Assim, o futebol não é uma actividade linear, englobando todo um conjunto variado de esforços e de actividades físicas, desde caminhar, a sprints, dribles e remates (Wisloff, et al. 2004).

O jogo de futebol apresenta um elevado grau de complexidade, na medida que exige dos intervenientes uma constante alternância de papéis e funções de ataque e defesa (Neto, 2012). A complexidade do futebol deve-se ao elevado

número e jogadores em campo, a incerteza das suas acções, o antagonismo e a variabilidade de papéis solicitados em cada momento de jogo.

A investigação em fisiologia do exercício físico focaliza, entre muitos aspectos, a fadiga muscular (Soares, 2003).

Segundo Ascensão e colaboradores (2003), a fadiga é a incapacidade do músculo gerar elevados níveis de força muscular ao longo do tempo. Este autor refere que a fadiga tem sido associada a muitas manifestações de incapacidade funcional que se observam durante a realização do exercício físico. A fadiga manifesta-se pelo declínio da força muscular gerada durante e após a realização de exercício de força máxima, pela incapacidade de manter uma determinada intensidade de exercício no tempo, pela diminuição da contracção e aumento do tempo de relaxamento muscular. No entanto a fadiga tem sido mencionada como mecanismo protector gerado pelo organismo humano com intuito de impedir o aparecimento de possíveis efeitos nefastos que poderão condicionar as fibras musculares durante a realização do esforço físico.

Estudos realizados por Wisloff e colaboradores (2004) mostraram que a intensidade do exercício dos jogadores de alto rendimento durante um jogo, diminui em diferentes períodos, muito provavelmente devido à fadiga.

Quando se aproxima o final do jogo, os jogadores realizam o exercício com uma intensidade inferior à realizada no início da partida. A diminuição da força tem implicações na capacidade dos jogadores para a realização das tarefas de jogo perto do seu final (Wisloff et, al. 2004).

Mohr e colaboradores (2005), dizem que a fadiga na parte final do jogo é atribuída a causas como a diminuição das concentrações de glicogénio num considerável número de fibras musculares. Existem outros factores que também podem condicionar a performance, como o calor, a humidade, a desidratação e o decréscimo da funcionalidade do sistema nervoso central.

Os instantes do jogo em que se verificam decréscimos mais acentuados da performance ocorrem após custos períodos de exercício intenso, na parte inicial da segunda metade de jogo e perto do final da partida. A diminuição da

performance no início da segunda parte talvez seja explicada pela acentuada diminuição da temperatura muscular provocada pelo intervalo. O decréscimo de performance na parte final do jogo deve-se à diminuição do glicogénio nas fibras musculares e também por stress térmico provocando desidratação e hipertermia (Mohr, et al. 2005).

#### **1.2.4 Fadiga e habilidades técnicas**

Estudos realizados por Mohr e colaboradores (2005), mostram que o declínio da capacidade para gerar força pode estar na origem da redução da capacidade dos jogadores realizarem as suas habilidades de jogo à medida que o final do jogo se aproxima. O decréscimo da força muscular traduz-se na realização menos vigorosa da corrida, dos saltos, dos remates e outros gestos de jogo.

O principal factor de perturbação da estabilidade das acções motoras no desporto centra-se na fadiga acumulada à medida que se desenvolve a actividade física. A fadiga influencia negativamente a execução do gesto técnico (Wisloff, et al. 2004). Segundo Gusi (1991), a fadiga exerce a sua acção sobretudo em três áreas, que são a mobilidade articular, a contracção muscular e o controlo motor.

Masuda e colaboradores (2004) dizem que a velocidade dos membros inferiores, assim como a força máxima dos músculos extensores do joelho, são factores determinantes determinantes na performance do remate, sendo a força muscular directamente responsável pelo aumento da velocidade da bola. A redução da força muscular traduz-se na execução menos acentuada de sprints, corridas, saltos, desarmes e remates.

Rahnama (2005), afirma que a diminuição da força e dos níveis de activação muscular observadas após o jogo, podem ser explicadas quer por uma diminuição da actividade central, quer por perturbações nas propriedades contrácteis do músculo. Nestes casos pode haver uma redução do número de fibras musculares disponíveis durante o exercício, originando consequentemente uma menor capacidade para desenvolver tensão muscular.

A performance do remate não depende apenas da força dos músculos extensores e flexores do joelho, mas também da coordenação entre eles e mesmo dos movimentos de todo o corpo. Para a execução de um gesto técnico é necessário que os músculos se organizem e actuem de forma coordenada, respondendo eficazmente às alterações do meio (Masuda et al., 2005).

A coordenação consiste no domínio simultâneo da acção dos músculos, articulações, ossos e outros elementos que contribuem para a realização dos movimentos (Moreira, 2000).

### **1.3 Biomecânica**

A investigação aplicada ao contexto desportivo, quando comparada com outras actividades humanas, é relativamente recente. Só após o fim da segunda guerra mundial é que se verifica um aumento exponencial da investigação no domínio do desporto, da educação física e, da actividade física. Existe um conjunto de ciências que têm vindo a desenvolver trabalhos de investigação, debruçando-se sobre a problemática do desporto. São as denominadas Ciências do Desporto. As diversas Ciências do Desporto podem ser agrupadas por áreas, de acordo com o tipo de abordagem utilizada para estudar o desporto. Uma dessas áreas é a das ciências biológicas, onde se destaca a Fisiologia do Exercício, a Bioquímica, a Antropometria ou, a Biomecânica (Gaya, 1994).

Existem várias definições de Biomecânica. Variados autores têm vindo a propor diferentes definições para esta ciência, que é o mesmo que dizer que adoptam diferentes perspectivas quanto ao seu papel no domínio da investigação na área da actividades física. Numa análise morfológica da palavra Biomecânica, pode-se decompor o termo em duas partes. No prefixo “bio”, de biológico, ou seja, relativo aos seres vivos e, mecânica. Logo, a partir da análise morfológica da palavra, a Biomecânica será a aplicação dos princípios da Mecânica aos seres vivos (Gaya, 1994).

Hay (1978), descreve a Biomecânica como sendo a ciência que estuda as forças internas e externas que actuam no corpo humano e, os efeitos

produzidos por essas forças. Ou seja, esta definição mais não será que uma adaptação da definição de mecânica mas, desta feita, aplicada a sistemas biológicos, neste caso o corpo humano.

Da definição proposta por Hay (1978), observa-se a existência de dois campos de estudo distintos na Biomecânica: o estudo das forças internas e das forças externas e, as suas repercussões. Assim, pode-se distinguir a existência da Biomecânica interna e, da Biomecânica externa (Hay, 1978; Amadio, 1996).

Segundo Amadio (1996), a Biomecânica interna preocupa-se com a determinação das forças internas e as consequências resultantes dessas forças. Já a Biomecânica externa representa os parâmetros de determinação quantitativa ou qualitativa referentes às mudanças de lugar e de posição do corpo, ou seja, refere-se às características observáveis exteriormente na estrutura do movimento (Amadio, 2007). Por sua vez, McGinnis (cit. por Subotnick, 1999), refere que será integrado na Biomecânica interna o estudo dos biomateriais, do sistema esquelético, do sistema nervoso e, do sistema muscular. Ainda o mesmo autor, integra na Biomecânica externa o estudo da cinética linear e angular, da cinemática linear e angular, do equilíbrio e, da mecânica dos fluidos.

### **1.3.1 Pé e sua função**

O pé é considerado uma das estruturas biomecânicas do corpo com maior complexidade e a única que interage com uma superfície externa. Graças às suas características, proporciona ao corpo humano uma base, que confere de forma eficaz e estável, não só o suporte e equilíbrio numa fase de apoio estático, mas também uma estabilidade adequada durante o ciclo da marcha (Monteiro, et al. 2010). No entanto, devido à actuação constante de diversas forças exercidas na superfície plantar, a funcionalidade do pé fica por vezes comprometida e desencadeia alterações na distribuição da pressão plantar. Consequentemente leva ao aparecimento de deformidades plantares, que por sua vez desencadeia patologias (Monteiro, et al. 2010).

O pé é a porção mais distal da extremidade inferior que representa a base de sustentação do corpo e que o faz oscilar (Cote, et al. 2005). Ele é constituído

por vinte e seis ossos, distribuídos pelo antepé, mediopé e retropé (Abreu, 2000).

A porção proximal do pé é formada por sete ossos do tarso. O astrágalo ou talus, articula-se com a tibia e o perónio formando a articulação tíbio-társica. O calcâneo localiza-se abaixo do astrágalo e suporta-o. O calcâneo faz uma protusão posterior, no local de inserção dos músculos posteriores da perna e pode ser facilmente palpado e designado como calcanhar (Seeley, et al. 2003).

O pé tem três arcadas principais que distribuem o peso do corpo por toda a superfície plantar. Quando o pé contacta com o chão, o peso é transferido da tibia e do perónio para o astrágalo, daqui o peso é distribuído primeiro para o calcanhar e depois através do sistema das arcadas ao longo da região lateral do pé para os metatarsos e dedos. Os metatarsos e as falanges do pé estão dispostos de igual forma que os metacarpos e as falanges das mãos (Seeley, et al. 2003).

Os ossos do pé funcionam uniformemente com o objectivo de suportar o corpo e desloca-lo. O pé divide-se em três componentes, o retropé, o mediopé e antepé. O retropé e o mediopé são constituídos pelos ossos do tarso. O retropé contem a articulação subastragalina, em que o astrágalo apoia na parte superior do calcâneo. O mediopé é constituído pelo escafoíde, pelo cubóide e ainda os três cuneiformes. O antepé é composto por cinco metatarsos e quatorze falanges (Andrews, et al. 2000).

A postura é uma resposta neuromecânica que se relaciona com a manutenção do equilíbrio. A estabilidade deste sistema depende do retorno à posição de equilíbrio após uma perturbação. O equilíbrio envolve a posição do corpo em relação à sua base de suporte. Partindo deste conceito, os pés são responsáveis pela estática e dinâmica do corpo, suportando o peso, ajudando na propulsão e no amortecimento durante a marcha e a corrida. Quando se detecta alteração nos mesmos, é possível diagnosticar patologias relacionadas com o resto do corpo (Bianchi, et al. 2005).

Segundo Bianchi e colaboradores, a função do pé depende, em grande parte da forma anatómica do mesmo. Apesar de ter muitas características

anatômicas comuns, a forma e biomecânica do pé diferem muito entre os indivíduos, sendo os tipos de pé designados pelas suas deformidades, tais como o pé plano, pé cavo e o pé equino (Bianchi, et al. 2005).

O pé plano pode ser flexível ou estruturado, consoante a sua mobilidade e é designado como a queda do arco longitudinal medial do pé. Começa a manifestar-se nas crianças após a bipedestação pela queda do arco longitudinal interno, cabeça do escafóide proeminente medial e plantarmente, valgismo do retropé e supinação do antepé (Guaracy et al., 2003).

O pé cavo apresenta um aumento do arco longitudinal medial. Esta elevação do arco faz com que a zona medial do pé perca o contacto com o solo, assim sendo, as forças exercidas na planta do pé cavo não serão distribuídas de igual forma que num pé considerado normal. Essas forças serão direccionadas para o calcâneo e as cabeças metatársicas, originando sobrecarga destas zonas. O pé cavo pode surgir de origem neurológica, pode ser secundário a alterações osteo-articulares ou secundário a retracções de partes moles (Razeghi & Batt 2001).

O pé equino é uma deformidade do pé caracterizada pela flexão plantar permanente do mesmo que se pode manifestar de forma dinâmica ou estruturada. É denominado dinâmico quando aparece apenas durante a marcha, pois, quando o paciente está em repouso consegue tocar com o calcanhar no solo. É denominado estruturado quando o paciente não consegue tocar o calcanhar no solo nem na fase da marcha nem na de repouso (Svartman, et al. 1994).

O pé, anatomicamente, é uma estrutura complexa multiarticular constituída por diversos componentes que interagem entre si de forma a desempenharem uma determinada função, nomeadamente os ossos, a cartilagem, os tendões, os ligamentos, os músculos, os nervos e os vasos sanguíneos.

A articulação do tornozelo é a que se estabelece entre a tróclea do astrágalo e as extremidades distais da tibia, do perónio e respectivos maléolos (Seeley, et al. 2003).

Morfofuncionalmente trata-se de uma trocleartrose que desempenha funções não só de mobilidade, sendo crucial para a marcha, mas também de suporte do peso corporal. Por este motivo é muito robusta, sendo reforçada por vários elementos anatómicos, que de forma passiva ou activa, restringem a mobilidade do astrágalo para além dos limites fisiológicos. A sua configuração complexa explica o motivo pelo qual é notavelmente imune a alterações degenerativas mas é particularmente susceptível a eventos traumáticos (Moreira & Antunes 2008).

Os principais ligamentos de reforço da articulação do tornozelo dispõem-se lateralmente, formando um conjunto lateral e outro medial (Abreu, 2000).

O complexo ligamentar lateral é composto por três ligamentos, o ligamento peroneoastragalino anterior, o ligamento peroneocalcaneano e o ligamento peroneoastragalino posterior (Abreu, 2000).

Estes diferentes componentes têm uma participação sinérgica, mas distinta e sequencial na estabilização desta articulação, para resistir à inversão do tornozelo, principal movimento de luxação da articulação (Moreira & Antunes 2008).

O complexo ligamentar medial, atravessa a articulação tibiotársica e a articulação subastragalina em duas camadas, superficial e profunda, e estabiliza a articulação em flexão plantar. Porque a instabilidade medial é rara, e tende a aparecer em grandes traumatismos, obriga geralmente a avaliação radiológica para despistagem de lesões osteocondrais e subastragalinas. Há também uma significativa incidência das lesões do ligamento deltóide juntamente com lesões da sindesmose tibioperoneal, do tendão tibial posterior, da subastragalina e do seio do tarso, obrigando a um elevado índice de suspeita para lesões associadas (Moreira & Antunes 2008).

No entanto, e talvez ainda mais importante do que os elementos ósseos e ligamentares, são as estruturas músculo-tendinosas, que constituem os elementos efectores dos mecanismos proprioceptivos, determinantes na manutenção da integridade morfofuncional da articulação, especialmente os tendões peroneais e tibiais (Salomão, et al. 1996).

### **1.3.2 A Marcha**

A marcha é uma actividade de uma antiguidade extrema, segundo Pias e colaboradores em 1983 (cit. por Oliveira em 2003) o homem marcha há três milhões de anos.

O estudo da locomoção humana e as suas aplicações do ponto vista histórico, revela avanços desde a representação de pinturas do homem primitivo em cavernas na era do paleolítico. Desde então, assistimos a uma modernização de equipamentos que permitem caracterizar a marcha e identificar os padrões normais e patológicos, no sentido de compreender o movimento humano e permitir no caso de anomalias, ajudar a compreendê-las e corrigi-las (Oliveira, 2003)

A marcha humana é um mecanismo essencial à manutenção da independência funcional. O desenvolvimento de uma marcha normal depende de um mecanismo adequado de captação de estímulos, processamento e integração das informações recebidas e elaboração de respostas adequadas, realizado por mecanismos controlados pelo sistema nervoso central. O sistema nervoso central é responsável por controlar todas as funções do organismo humano, através de áreas específicas localizadas dentro da estrutura encefálica. Existem no encéfalo áreas específicas de controlo da marcha, algumas controlam o tônus, a força muscular, o controlo motor; outras controlam equilíbrio, sensibilidade e coordenação motora. O trabalho conjunto e coordenado de todas estas estruturas é responsável pelo desenvolvimento de uma marcha fisiologicamente normal (Lira, et al. 2011)

A marcha no ser humano resulta de duas habilidades que são o equilíbrio e a locomoção. O equilíbrio permite manter a postura erecta e a coordenação sucessiva de movimentos para a realização da marcha. A locomoção é uma habilidade que permite iniciar e manter o movimento com um determinado ritmo. Segundo Huang e Glass (cit. por Subotnick 1999), embora estas duas habilidades sejam essenciais, existem outros factores que contribuem e estão envolvidos, como sejam o sistema músculo-esquelético, o tônus muscular, os

sistemas sensoriais, o sistema vestibular e o sistema sensório-motor (Lira, et al. 2011).

A marcha envolve distintos padrões de movimentos baseados fundamentalmente na formação e evolução de estereótipos dinâmicos cuja génese é estabelecida por complexas estruturas neurológicas sincronizadas com as demais funções do aparelho locomotor humano (Amadio, 1996).

Na marcha normal, o corpo deve permanecer erecto, a cabeça recta e os braços devem pender soltos do lado do corpo, movendo-se com ritmo com o movimento da perna oposta. Os ombros e o quadril devem estar paralelos e os braços oscilarem uniformemente. Os passos devem ser rectos e de igual comprimento. A cabeça não deve estar inclinada e não deve haver escoliose ou lordose apreciáveis. A cada passo, o quadril e o joelho devem fazer uma suave flexão, com dorsiflexão do tornozelo, o pé deve deixar o chão facilmente (Amadio, 1996).

O calcanhar alcança o solo em primeiro lugar, e o peso do corpo deve ser transferido sucessivamente para a planta dos pés e depois para os tornozelos. A cabeça e o corpo devem rodar ligeiramente a cada passo, sem cambalear (Gilman, 1994).

Segundo Vander (1966) (cit. por Oliveira 2003), a marcha é caracterizada por um movimento que em determinado momento, os dois pés estão apoiados no chão, o que se chama fase de duplo apoio. No intervalo dos dois duplos apoios, um só pé suporta o corpo enquanto o membro inferior do outro se eleva e oscila, é o período de apoio unilateral ou unipodal. Chama-se duplo à série de movimentos executados entre o momento onde o membro oscilante toca o solo e o outro recupera o contacto com o solo.

Para Hebert e Xavier em 1998 (cit. por Lira, et al. 2011), andar não é simplesmente colocar um pé após o outro, mas sim um conjunto de movimentos rítmicos e alternados do tronco e extremidades visando à locomoção do corpo.

Para que a marcha se torne um conjunto de movimentos coordenados e eficientes é necessária a manutenção através do sistema nervoso central (Lira, et al. 2011).

A postura corporal e a locomoção normal exigem integridade da função vestibular, da propriocepção, da visão. Qualquer alteração em algum desses sistemas acarretará em um comprometimento durante as fases da marcha (Lira, et al. 2011).

### **1.3.2.1 Ciclo da Marcha**

O ciclo da marcha é como o próprio nome indica, um ciclo de eventos que surgem entre duas ocorrências sucessivas de um qualquer dos eventos que se repetem durante a marcha (Oliveira, 2003).

O ciclo da marcha inicia-se quando o calcanhar de um dos pés contacta o solo e termina com o apoio do mesmo calcanhar (Cardoso, 2007).

No ciclo da marcha, para cada pé, podemos identificar uma fase de apoio e uma fase balanço ou de oscilação. O período em que o pé está em contacto com solo corresponde à fase de apoio e o momento em que o pé está levantado, até que o calcanhar contacte novamente o solo corresponde à fase de balanço (Oliveira, 2003).

Segundo Fuente (2003), a duração média do apoio de um pé no solo é de aproximadamente 1,25 segundos.

A fase de apoio ocupa entre 51% e 62% do ciclo e ocorre em cadeia cinética fechada. A fase de oscilação ocupa entre 38% e 42% do ciclo e ocorre em cadeia cinética aberta. A fase de apoio pode ser dividida em três períodos: contacto com o solo, apoio médio ou unipodal e propulsão (Fuente, 2003).

A proporção entre a fase de balanço e a fase de apoio varia consoante a velocidade da marcha e da corrida. Quando a velocidade aumenta a percentagem de tempo gasto na fase de apoio diminui. O tempo é gasto então na fase de balanço e há um aumento da importância dos músculos que actuam na fase de balanço (Fuente, 2003).

O início do período de contacto acontece quando o calcanhar de um pé atinge o solo e termina aquando da elevação digital do pé oposto. Este período, também é denominado duplo apoio inicial, ocupa cerca de 10% do ciclo da marcha e 18% da fase de apoio. As funções essenciais do período de contacto são: a dissipação das forças resultantes do contacto do calcanhar com o solo e a adaptação às irregularidades do solo (Fuente, 2003).

A fase de apoio é o período de tempo durante o qual o pé está em contacto com o solo. A fase de apoio, pode ser dividida em três componentes ou subfases, que são:

1) Contacto com o solo, começa quando o calcanhar toca o solo e termina quando a superfície plantar está em contacto com o solo. Durante esta subfase existe uma pronação do pé na articulação subastragalina. O pé move-se em rotação interna e absorve o choque funcionando como um adaptador móvel à superfície do solo;

2) Apoio médio, começa quando o pé inteiro está em contacto com o solo. O peso do corpo é sustentado por um dos pés, enquanto a tibia e o corpo se movem para diante e o pé oposto está fora do solo. Durante esta fase o pé move-se externamente e executa um movimento de supinação na articulação subastragalina. Neste momento passa de adaptador móvel a uma alavanca rígida, para projectar o corpo para diante, durante a fase final de apoio;

3) Propulsão, começa após o calcanhar perder o contacto com o solo. Esta fase constitui 35% da fase final do apoio. Nesta fase o corpo está projectado para diante, enquanto o peso se desloca para o pé oposto, em contacto com o solo. A articulação subastragalina, deve estar em supinação nesta posição, para que esta fase seja normal e eficiente. Se ocorrer uma pronação anormal, a fase de apoio médio e a fase de propulsão, serão prolongadas na transferência através do pé dianteiro (Fuente, 2003).

Segunda Valmassy em 1996 (cit. por Cardoso em 2007) a fase de propulsão divide-se em propulsão activa e propulsão passiva. A fase activa acontece em apoio unipodal, ocupando 20% do ciclo da marcha e 30% da fase de apoio. Este período inicia-se na elevação do calcanhar e termina aquando do contacto

do calcanhar oposto com o solo. A propulsão passiva ocupa 10% do ciclo de marcha e 20% da fase de apoio. É um período de duplo apoio, que começa com o contacto do calcanhar do membro oposto e termina com a elevação digital do pé em causa.

A fase de oscilação tem início quando se dá a elevação digital do membro de apoio e termina com o contacto do calcanhar do mesmo pé, que ocorre em cadeia cinética aberta. Durante a fase de oscilação, o avanço do membro em oscilação é facilitado pela posição flectida da articulação coxo-femoral e do joelho (Sousa & Tavares 2010).

Ao longo do ciclo de marcha apresentam-se dois períodos de duplo apoio e um de apoio unilateral. Entre o período de duplo apoio inicial e final, temos o período de apoio unilateral, também denominado de unipodal. Inicia-se aquando da elevação digital do membro oposto e termina com o apoio do calcanhar do mesmo membro. Durante este período, apenas um dos pés está apoiado e a sua duração está relacionada com a capacidade individual de estabilização e suporte. O duplo apoio inicial ocorre aquando do contacto do calcanhar de um membro e a elevação digital do membro oposto. Este período, também denominado por período de resposta à carga, consiste na desaceleração do corpo, de forma a proporcionar a estabilidade e suporte por parte do membro que termina a oscilação. O duplo apoio final tem lugar aquando do contacto do calcanhar do membro oposto e a elevação digital do membro de apoio, sendo este o período no qual há a desaceleração do corpo enquanto o peso é transferido para o membro contrário (Sousa & Tavares 2010).

Todas as fases de apoio são influenciadas por diversas variáveis dinâmicas, nomeadamente pelas forças internas e externas. A força de reacção do solo (FRS) é a força externa que mais se destaca, tanto nas suas componentes horizontais como na vertical (pressões plantares) (Sousa, et al. 2009).

### **1.3.3 Biomecânica no Futebol**

O actual desenvolvimento da biomecânica é expresso pelos novos procedimentos e técnicas de investigação, onde podemos reconhecer a

tendência crescente de combinar várias disciplinas científicas aplicadas à análise do movimento. Ultimamente, o progresso das técnicas de medição, armazenamento e processamento de dados contribuiu enormemente para a análise do movimento humano e neste sentido, a biomecânica recorre a um complexo de disciplinas científicas, no qual se pode observar uma estreita relação entre as necessidades e exigências da prática desportiva (Amadio, 1996).

O corpo humano pode ser definido fisicamente, como um complexo sistema de segmentos articulares em equilíbrio, estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas e externas que actuam fora do eixo articular, provocando deslocamento dos segmentos corporais (Amadio & Serrão, 2007).

Deve-se considerar que a estrutura funcional do sistema biológico passou por um processo organizacional evolutivo de optimização, a qual se diferencia sensivelmente do caminho de aperfeiçoamento técnico do movimento. Em contraposição a um corpo rígido, a estrutura biológica do corpo humano permite a produção de força através da contracção muscular, que transforma o corpo num sistema autónomo e independente. Desta maneira definimos que a ciência que descreve, analisa, e modela os sistemas biológicos é a biomecânica (Amadio & Serrão 2007).

Através da biomecânica do desporto, podemos analisar as causas e os parâmetros relacionados com o movimento desportivo. Considera-se então o movimento como o objecto central de estudos, analisando as suas causas e efeitos produzidos em relação à optimização do rendimento (Amadio & Serrão 2007).

A força, capacidade motora necessária para o movimento humano e de uma forma geral, para a execução de toda e qualquer técnica desportiva, não aparece no futebol sob uma forma "pura", mas combinada com outras capacidades (Silva, 1990). Para responder com eficácia às exigências e diferentes solicitações do jogo, o atleta necessita de uma excelente capacidade de força explosiva (Bauer & Ueberle, 1988), particularmente ao nível dos membros inferiores (Bosco, 1994). A capacidade de um jogador exercer força

durante um jogo de futebol não depende somente da força dos músculos implicados no movimento, mas também a influência da capacidade de coordenar a acção dos músculos no momento apropriado (Bangsbo, 1997).

A força explosiva assume-se como uma das bases fundamentais para a qualidade das acções a desempenhar pelo futebolista (Luhtanen, 1984) e uma das características mais importantes do jogo de futebol quando essas acções se referem à solicitação dos membros inferiores (Garganta, 1991), sendo a elasticidade muscular uma das qualidades fisiológicas mais importantes Bosco (1985), (cit. por Garganta, 1991).

Relativamente à área de análise do movimento desportivo, o comportamento da sobrecarga articular e os efeitos dos mecanismos motores no processo de aprendizagem são exemplos de assuntos, que estão relacionados com o diagnóstico da técnica desportiva. Logo, ainda nos referimos a uma biomecânica que se destina ao estudo do corpo humano e do movimento desportivo em relação às leis e princípios físico-mecânicos, incluindo assim conhecimentos anatómicos e fisiológicos. Olhando para um vasto leque de aplicações que esta tem, também é tarefa da biomecânica do desporto, a caracterização e optimização das técnicas de movimento através de conhecimentos científicos que delimitam a área de actuação da ciência, que tem como objectivo principal de estudo o movimento desportivo (Garganta, 1991).

A técnica diz respeito aos fundamentos do jogo, como tal, estudar este tipo de movimento pode trazer informações tão importantes para o desporto como as trazidas pelos estudos dos movimentos como andar e o correr (Junior, 2003).

Através da biomecânica e das suas áreas de conhecimento correlacionadas, podemos analisar as causas e efeitos do movimento. Para além desta, também fazem parte deste campo de estudo e de pesquisa outras áreas importantes como: a antropometria, a neurofisiologia, a fisiologia, a bioquímica, a ortopedia e traumatologia, a psicologia, a física, a matemática entre outras,

caracterizando portanto a biomecânica como uma área de natureza interdisciplinar (Amadio & Serrão, 2007).

### **1.3.3.1 Aspectos biomecânicos na análise do futebol**

Apesar de o futebol ser, sem dúvida, um fenómeno de elevada importância no contexto da cultura desportiva contemporânea (Garganta & Maia, 2002), a literatura especializada evidencia que se sabe muito pouco acerca dos parâmetros biomecânicos que regem a modalidade.

A literatura sobre o tema dedica-se principalmente à discussão de três aspectos: a influência dos equipamentos usados em treinos e competições (calçados, bolas, caneleiras, pisos), a análise da eficiência mecânica das habilidades motoras específicas, bem como os factores subjacentes à sua execução e o estudo da sobrecarga mecânica como estratégia para o aparecimento das lesões, sua prevenção e tratamento (Kuhtanen, 1999).

No futebol, o remate, embora não seja o único gesto técnico utilizado durante um jogo, é aquele que contém maior importância, pois é através deste que se realiza a tarefa principal de um jogo: marcar golo. Embora haja muitas variações no remate, de acordo com o tipo de bola, com a velocidade e posição da mesma e com o tipo e intenção desta habilidade técnica, são os parâmetros biomecânicos do remate na bola parada que têm recebido maior atenção (Amadio & Serrão, 2007). É um gesto técnico de grande complexidade motora que necessita de estar bem ajustado às variáveis do jogo, obrigando a que este se realize no local e momento adequados, para além de exigir um nível elevado de força explosiva (Alcalde 1991, citado por Soares, 1995). Deve por isso mesmo ser encarado como um sistema aberto, sabendo de antemão que "no futebol não é possível estandardizar as acções dos jogadores e muito menos a sua sequência" (Garganta, 1999).

A análise do remate foi desenvolvida por Kollath (1996), onde esta, interpreta e calcula, a partir do registo com uma câmara especial de alta velocidade (3000 Hz), as características que descrevem o remate no futebol (figura 1). Os resultados obtidos permitem caracterizar algumas particularidades do remate executado por um jogador profissional. A primeira característica é manifestada

no momento da colocação do pé de remate, que foi posicionado muito próximo à bola, tanto no eixo ântero-posterior como também no médio-lateral, permitindo assim, um movimento com a máxima eficiência da perna livre, não apenas em relação à amplitude de movimento articular, como principalmente em relação à transferência de forças para a bola.

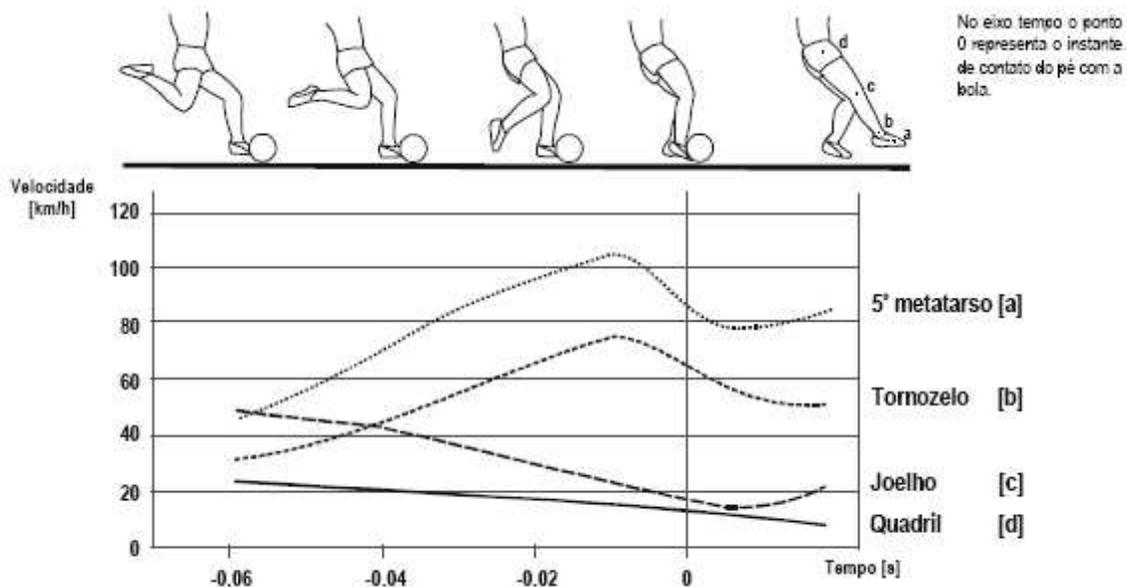


Figura 1 – Curvas de velocidade (km/h) em função do tempo (s) de pontos marcados no membro inferior (a, b, c, d) para o remate de um jogador profissional e cinegramas correspondentes (adaptado de Kollath, 1996).

O padrão do remate caracteriza-se pela colocação da perna de apoio ao lado e ligeiramente atrás da bola parada. A perna que remata primeiro recua e flecte sobre o joelho. O movimento para frente inicia-se pela rotação da perna de apoio sobre o quadril e pelo avanço da coxa para frente. Nesta fase, a perna encontra-se ainda flectida sobre o joelho. Na acção inicial, a coxa começa a desacelerar até que fica praticamente parada quando contacta com a bola. Durante esta desaceleração, a perna estende vigorosamente atingindo a extensão quase total no momento do contacto com a bola, sendo que nesta fase o membro inferior permanece em extensão e depois disso começa a

flectir. O pé contacta a bola com a parte dorsal das falanges e com a parte inferior dos metatarsos (Amadio & Serrão, 2007).

Segundo Howe (1996) (citado por Sousa, 2002), a acção de remate pode ser dividida em 4 fases: (1) Recuo: movimento da coxa e da perna à retaguarda com o joelho flexionado; (2) Balanço: rotação externa (lateral) da coxa e da perna que resulta flexão da anca; (3) Impacto: flexão do joelho, aumento da velocidade angular da perna, com desaceleração da coxa; (4) Finalização: após a bola deixar de estar em contacto com o pé, continuação do movimento da perna para a frente e flexão da anca.

Segundo Howe (cit. por Sousa, 2002), durante a primeira fase, a anca correspondente à perna que remata é estendida rapidamente pela acção dos glúteos e a pélvis roda para trás. O joelho é flectido pela acção dos isquiotibiais e o tibial anterior flecte o tornozelo. Esta acção é limitada pelos flexores da anca e adutores, que frequentemente ficam demasiado distendidos em muitos jogadores. Quanto maior a dificuldade do remate, maior a pressão exercida nestes músculos. Ao longo da fase dois, o psoas-ilíaco contrai e ocorre a flexão da anca para mover a coxa e a perna para a frente, rodando a pélvis também para a frente. A fase três envolve a acção dos isquiotibiais para promoverem a desaceleração da coxa, enquanto os quadricípites estendem rapidamente a articulação do joelho. A posição da articulação do tornozelo durante o contacto com a bola depende muito do tipo de remate realizado. Adicionalmente, os adutores irão contrair-se para traccionar a perna para a frente do corpo. Isto é particularmente relevante durante a execução de determinados tipos de remate, nomeadamente em remates com a bola situada em posições algo laterais relativamente ao corpo do jogador. Na quarta fase, começa depois da bola ter perdido o contacto com o pé. A perna e a coxa irão então continuar o movimento de acordo com o momento da coxa, perna e pé. Segundo De Proft e colaboradores (cit. por Sousa, 2002), isto causa uma tensão nos músculos antagonistas destas acções, especialmente nos isquiotibiais.

Os músculos do membro inferior contra lateral agem de uma forma similar à fase de corrida. No entanto, actuam principalmente para estabilizar o corpo, de

forma a proporcionar uma plataforma estável na qual o membro inferior que remata possa actuar. Este membro está usualmente, durante o remate, em abdução e rotação. Os músculos dos braços e do tronco desempenham um papel também importante, uma vez que trabalham para manter a posição e o equilíbrio necessários e para proporcionar um contrabalanço à perna que remata, o que permite maior controlo e velocidade no remate (Howe, 1996, citado por Sousa, 2002).

Segundo Luhtanen (1994), os músculos flexores da anca assumem uma acção fundamental durante a fase do balanço do membro inferior até o pé embater na bola. A contracção destes músculos tem como objectivo acelerar a coxa para levar o pé a embater na bola (Robertson & Mosher, 1985 cit. por Luhtanen, 1994).

A contracção dos músculos agonistas inicia o movimento em cada uma das articulações. Porém estes músculos tornam-se antagonistas na redução do movimento angular rápido, nas articulações, no momento anterior ao impacto do pé com a bola (De Proft, et al. 1988). No instante anterior ao do embate do pé na bola, os músculos extensores (ísqquio-tibiais) da anca assumem um papel dominante, levando a coxa e a articulação do joelho a abrandar a velocidade e, até mesmo, a parar em alguns jogadores (Luhtanen, 1994).

Luhtanen (1994) refere que os músculos extensores do joelho actuam de forma rápida e breve para encurtar e causar redução na extensão do joelho (ângulo coxa-perna). Refere ainda, que os músculos flexores do joelho se tornam rapidamente dominantes no instante anterior ao contacto com a bola, actuando excentricamente para reduzir a extensão do joelho. Menciona ainda que estes resultados são interessantes, uma vez que se esperaria uma actividade de extensão do joelho ao longo do movimento de remate. Contudo, nenhuma actividade de extensão do joelho foi encontrada no momento anterior ao contacto do pé com a bola (Robertson & Mosher, 1985, cit por Luhtanen, 1994).

No que se refere ao padrão de recrutamento dos músculos, De Proft et al. (1988) sugerem que a actividade do quadricípite, na fase de balanço atrás do membro inferior, apresenta uma actividade antagonista ao movimento, o

mesmo acontece com os ísquio-tibiais na fase de balanço à frente do membro inferior. A esta actividade muscular os referidos autores designaram de "paradoxo do futebol" (*soccer paradox*). Estas constatações foram corroboradas mais tarde por Orchard et al (2002).

De Proft e colaboradores (1988) referem que na actividade muscular do remate, tanto os agonistas como os antagonistas demonstram altos níveis de actividade. Os atletas desta modalidade têm menor actividade muscular geral que aqueles que não praticam esta actividade, na execução deste gesto técnico, embora com maior actividade antagonista. O que indica que os antagonistas são músculos sinérgicos do movimento, apesar do trabalho excêntrico, tornando-se importantes na definição e controlo do padrão de remate. Apontam ainda uma cooperação agonista - antagonista não somente baseada na força dos agonistas e no grau de elasticidade dos antagonistas, mas numa sincronização da força e flexibilização tanto de agonistas e antagonistas.

Podemos assim dizer que o padrão do remate segue uma orientação proximal-distal. O movimento de aceleração inicial do membro inferior é iniciado pelo segmento proximal (coxa), que posteriormente sofre desaceleração ao passo que a perna e o pé iniciam sua trajectória de aceleração (Dorge et al., 1999).

#### **1.3.4 Dinamometria**

Os métodos utilizados pela Biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são: cinematria, dinamometria, antropometria, eletromiografia, entre outros (Amadio & Serrão 2007).

Tendo em conta o presente estudo, vamos debruçar-nos na dinamometria.

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de força e pressão. As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente. De particular interesse são as forças de reacção do solo transmitidas na fase de apoio em actividades quase estáticas ou dinâmicas. Juntamente com a constante peso corporal, essas forças de reacção do solo são,

geralmente, a causa de qualquer alteração do movimento e do centro de gravidade (Amadio & Serrão 2007).

O instrumento básico em dinamometria é a plataforma de força, que mede a força de reacção do solo e o ponto de aplicação desta força. Assim, através da dinamometria mede-se a acção da força sobre os corpos através de um método directo onde se determinam as forças externas as quais são pré-requisitos necessários para o cálculo das forças internas (força muscular, força ligamentar e forças articulares) (Amadio & Serrão 2007).

A plataforma de forças ou as palmilhas transdutoras de pressão, instrumentos também utilizados para medir a pressão plantar, fornecem a força de reacção do solo na superfície de contacto plantar, durante a fase de apoio do movimento. A força de reacção do solo é representada em forma de vector em função do tempo, considerando-se a sua acção tridimensional (componentes vertical, ântero-posterior e médio-lateral). Assim a plataforma quantifica a variação dinâmica da força de reacção do solo durante a fase de contacto entre corpos, fase esta, onde ocorre a transferência destas forças externas para o corpo determinando alterações nas condições do movimento (Healy et al., 2011).

A avaliação da distribuição de pressão plantar permite, por exemplo, a classificação do tipo de pé: plano, cavo, neutro (Amadio & Serrão 2007).

### **1.3.5 Pressões plantares**

O pé zona de contacto privilegiado do corpo com o solo, aparece como um órgão de equilíbrio e sustentação do mesmo (Abboud, 2010).

Segundo Massada (2001), no pé normal durante a marcha, todos os metatarsos suportam a carga, existindo entre eles um equilíbrio na distribuição de forças, que apesar de ser diferente nas diversas fases da marcha, considera-se na prática igual para os quatro metatarsos externos e dupla para o primeiro.

O pé ao estar constantemente submetido à acção de diferentes forças pode sofrer modificações na sua funcionalidade que comprometam a forma como é

distribuída a pressão ao nível plantar. Tal facto, pode levar à produção de movimentos anormais que desencadeiam um stress excessivo e conseqüente aparecimento de patologias e/ou deformidades plantares, que vão comprometer o seu desempenho e conseqüente participação do Homem nas diferentes actividades do quotidiano (Abboud, 2010).

A distribuição da pressão plantar permite a análise pormenorizada da distribuição da carga entre a planta do pé e a respectiva superfície de contacto, (Rosenbaum & Becker 1997), sendo essencial, por exemplo, ao estudo de partes individuais do pé.

Orlin e McPoil (2000) descrevem como parâmetros úteis à análise clínica das pressões plantares o centro de pressão, picos de pressão/força de reacção, tempos de contacto, instantes de tempo a que ocorrem eventos com relevância clínica e áreas de contacto. A importância e interpretação de cada um dos parâmetros dependem da aplicação em questão.

Sloss (2002) refere que para analisar a efectividade de suportes plantares tem sido usado frequentemente o centro de pressão.

Já para o estudo, a prevenção e o tratamento de ulcerações relacionadas com o pé diabético, os picos médios de pressão são uma variável com elevado interesse, (Boulton 1985; Tavares 2000).

O interesse da análise da distribuição da pressão plantar nos diversos movimentos do pé durante a marcha Humana, é evidenciado em alguns estudos, uma vez que esta considera a função dos pés, relacionando-a com as respectivas pressões plantares (Machado et al., 2001).

Num estudo realizado sobre o padrão de distribuição das pressões plantares gerado na marcha do pé normal, constatou-se que todos os metatarsos suportam a carga, existindo entre eles um equilíbrio na distribuição de forças. Este equilíbrio varia ao longo das diferentes fases da marcha mas, na prática, considera-se igual para os quatro metatarsos externos o dobro para o primeiro metatarso (Machado et al., 2001).

Um outro estudo realizado sobre este tema refere que, quando o peso do indivíduo em dinâmica incide sobre as regiões anterior e posterior do pé, estas exercem a função de amortecimento. Quando o peso incide sobre o arco longitudinal externo este exerce a função de equilíbrio e propulsão. A rotação do indivíduo, que ocorre no processo de marcha, acontece quando o seu peso incide sobre a primeira articulação metatarso-falângica (Viladot, 2000).

Viladot (2000), diz que apesar de toda a região anterior do pé estar em contacto com o solo durante a fase de apoio, a cabeça do primeiro metatarso e o hálux são os mais solicitados funcionalmente. Este autor diz que nesta fase a força registada sob a cabeça do primeiro metatarso é de aproximadamente 30% do peso corporal, enquanto a cabeça do segundo metatarso regista valores de aproximadamente 10%.

### **1.3.6 Receptores sensitivos cutâneos plantares**

Ao longo dos tempos o pé humano tem vindo a ser igualmente descrito como sendo uma fonte importante de informação que permite, através de um *feedback* sensorial, não só o reconhecimento do ambiente circundante, como também o controlo dos diversos movimentos executados no dia-a-dia. Tal facto só é possível devido á presença de um conjunto disperso de receptores sensitivos cutâneos na região plantar, com elevada sensibilidade às pressões de contacto e às variações existentes na distribuição dessas mesmas pressões (Oddsson et al., 2004).

Foi em 1960, quando um grupo de patologistas verificou que a função poderia ser utilizada como um método de neuropatias periféricas e centrais, que surgiu o interesse no estudo da funcionalidade dos receptores sensitivos cutâneos plantares (Oddsson et al., 2004).

Estes, quando em contacto com uma superfície, originam um conjunto de estímulos que, através dos nervos aferentes, conduzem o sinal sensorial adquirido até ao sistema nervoso central (Figura 2). Este usa essa informação e gera padrões motores eficazes na manutenção da postura e locomoção que vão ser transmitidos, através dos nervos eferentes, aos órgãos efectores (músculos). Toda esta interacção possibilita a criação de um interface entre o

ambiente envolvente e o sistema de equilíbrio corporal permitindo ao Homem, entre muitas outras coisas, a sua movimentação e participação, de uma forma apropriada, nas diversas actividades do quotidiano (Gaino, 2009).

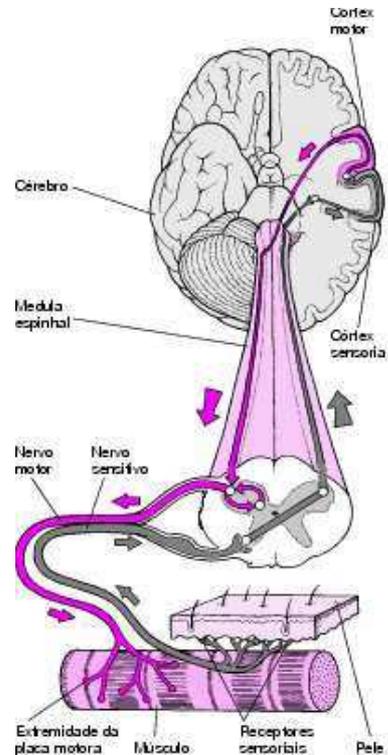


Figura 2 – Transmissão do impulso nervoso  
(retirado de Merck 2011)

### 1.3.7 Plataforma de forças

A concepção de dispositivos que permitam o estudo mais específico e quantificável da marcha humana tem uma história com pouco mais de meio século. A análise moderna da marcha teve início com os trabalhos realizados por Inman e Eberhart na década de cinquenta do século passado e passou a ser usada como ferramenta de uso clínico através dos esforços pioneiros de Perry e Sutherland. Estes conseguiram demonstrar o valor clínico da relação entre a função dos músculos e as fases do movimento presentes no ciclo de marcha (Mittlemeier & Morlock 1993).

A plataforma de pressões, (figura 3) consiste numa superfície de sensores capazes de adquirir a distribuição plantar estática e dinâmica (Orlin *et al.*, 2000). Esta normalmente encontra-se conectada a um computador que efectua a aquisição, armazenamento e análise dos dados obtidos (Orlin *et al.*, 2000).

Quando o pé entra em contacto com a plataforma, o computador vai registar a força gerada no achatamento do pé, a sua duração e a quantidade de sensores que foram estimulados. A pressão exercida pelo pé vai ser calculada pela relação existente entre a força executada e área sensorial da plataforma (Orlin *et al.* 2000; Castro, 2010).

A plataforma de força é um dispositivo importante para a medição dos parâmetros cinéticos gerados na marcha, resultantes da interacção entre o pé e a superfície de contacto (Mittlemeier & Morlock 1993).

Este dispositivo apresenta vantagens e desvantagens se comparado com os demais. As principais vantagens são: a simplicidade dos procedimentos de medição, a apresentação directa dos resultados em tempo real, elevada fiabilidade e precisão dos mesmos e a determinação completa do vector força gerado durante os apoios. Relativamente às desvantagens há a referir o facto de a área de medição ser limitada, o relativo condicionamento da forma como essas medições deverão ocorrer e o elevado custo do dispositivo. Há ainda limitações que se detectam numa análise mais pormenorizada dos dados obtidos pela plataforma. Este dispositivo apresenta a força actuante como sendo um vector, com um ponto de aplicação, uma direcção e sentido e apresenta ainda o respectivo momento, mas é insensível ao padrão de distribuição das pressões na zona de contacto (Mittlemeier & Morlock 1993).

Regra geral, complementa-se a plataforma com o uso de palmilhas, ou outros dispositivos, que sejam sensíveis ao padrão de distribuição de pressões, podendo ainda incluir-se dispositivos sensíveis às tensões de corte geradas na marcha, tal como o usado no estudo apresentado nesta dissertação (Mittlemeier and Morlock 1993).



Figura 3- Plataforma de forças

#### **1.4 Desvios axiais dos membros inferiores**

Os mecanismos que conduzem a desvios axiais dos membros inferiores no plano frontal são diferentes, consoante o tipo de deformidade, em valgo ou varo. De qualquer modo, para qualquer um dos casos, estes desvios podem ser de origem fisiológica ou não fisiológica e dentro desta última pode ser idiopática ou secundária

Em relação à origem fisiológica, esta pode surgir da posição intra-uterina. Os fetos encontram-se com os membros sobrepostos e enrolados, o que condiciona uma deformidade em varo dos membros inferiores, associada a uma rotação interna das tíbias e uma anteversão dos colos do fémur.

Nos dois primeiros anos, fruto da ação muscular, estas deformidades vão corrigindo espontaneamente, ajudadas pelo hiper-crescimento do côndilo femoral interno, o que acontece cerca dos 2 anos de idade. É, por isso, frequente observar um varismo entre o 1º e 2º ano de vida e um valgismo entre o 2º e 6º ano de vida. É uma situação geralmente assintomática, simétrica, benigna, de resolução espontânea, que não precisa de tratamento.

De origem não fisiológica, esta resulta de alterações biomecânicas mantidas e progressivamente agravadas, que conduzem a um desequilíbrio das forças

exercidas a nível do joelho, com sobrecarga, seja do compartimento interno (Marcelo Emilio Beirão and Marques), seja do externo (valgo).

## **Geno varo**

**Idiopático:** observam-se casos de geno varo persistente após o segundo ano de vida, com angulação significativa, mas que corrigem espontaneamente após um ou dois anos de evolução. Nestes casos as epífises são radiologicamente normais.

**Secundário:** é mais frequente dos 3 aos 10 anos e com causas semelhantes às do geno valgo secundário, mas com alterações biomecânicas que afectam preponderantemente o compartimento interno do joelho.

Pode ser causado por doenças de desenvolvimento, das quais a mais frequente é a doença de Blount. Pode também ser causada por raquitismo, displasias ósseas, artrite inflamatória, traumatismos e Infecções, como a poliomielite, entre outras.

## **Geno valgo**

**Idiopático:** é mais frequente em adolescentes. Coexiste geralmente, com dor anterior e interna do joelho, associada a uma marcha com necessidade de um joelho "contornar" o outro, uma espécie de marcha circundante e, por vezes, com instabilidade da articulação do joelho. Trata-se de uma situação habitualmente progressiva, que não corrige espontaneamente e que requer eventual tratamento cirúrgico.

**Secundário:** é mais comum dos 3 aos 10 anos e as causas mais frequentemente associadas são o raquitismo, displasias ósseas, Síndrome de Down, neurofibromatose, Síndrome de Marfan, artrite inflamatória, fractura proximal da tibia, poliomielite, entre outras causas, como por exemplo a hemofilia.

### **1.4.1 Varismo tibial**

O alinhamento do joelho no plano frontal tem sido alvo de estudo, principalmente pela sua importância clínica.

Vários autores têm descrito um aumento progressivo do varismo tibial entre os períodos de infância e adolescência. Variáveis como idade, peso, porção hormonal, ingestão vitamínica, ambiente e o treino de futebol podem interferir no alinhamento do joelho (Rezende et al., 2011).

O impacto do alinhamento dos joelhos tornou-se importante no âmbito desportivo tanto pela relação com as dores e lesões musculares como pela associação com as variáveis da aptidão física (Rezende et al., 2011).

A incongruência dos membros inferiores, em especial a do joelho, pode estar relacionada com instabilidades e dores articulares. Desordens nessas estruturas podem trazer ainda, problemas na sustentação muscular, nos tendões, ligamentos e retináculos, alterando o alinhamento do joelho em varo ou valgo, alterando assim a função dos joelhos e de todo o membro inferior.

Goldcher (1999) afirma que quando o ângulo de varo é excessivo pode ser considerado patológico. O joelho varo surge com mais frequência nos indivíduos do sexo masculino e está relacionado com os indivíduos que praticam desporto, nomeadamente desportos que solicitem principalmente os membros inferiores.

Estudos realizados por Rezende e colaboradores (2011), indicam que corredores de média e longa distância com desigualdade estrutural média dos membros inferiores na ordem de  $1,0 \pm 0,5$  cm, para promover uma marcha simétrica, adoptam mecanismos compensatórios dinâmicos, capazes de gerar sobrecarga adicional no sistema músculo-esquelético.

O aumento do varismo não afecta a estabilização do tornozelo íntegro, entretanto, pode ser um factor para a instabilidade lateral do tornozelo quando os ligamentos laterais estiverem acometidos. A angulação do varismo tibio-peronial aumenta a carga medial da articulação, exacerbando o stress nos ligamentos laterais do tornozelo (Reis, 2010).

Embora a etiologia das entorses do tornozelo seja multifactorial, existem várias causas preponderantes, como a instabilidade mecânica e funcional, fraqueza muscular e *deficits* de propriocepção resultando em descoordenação motora do tornozelo e comprometimento de sua integridade. Além das causas

supracitadas deve-se incluir o aumento do varismo tibial como etiologia das entorses recidivantes do tornozelo (Rezende et al., 2011).

A instabilidade mecânica é definida quando a amplitude de movimentos da articulação do tornozelo excede a fisiológica, aumentando a mobilidade do tornozelo de forma anormal e originando uma lesão dos estabilizadores passivos. A instabilidade funcional é caracterizada por uma história de insegurança do tornozelo durante actividades na qual o tornozelo possui tendência a realizar entorses recidivantes e o indivíduo tem dificuldade em correr e saltar em superfícies irregulares, sendo o sintoma mais comum em pacientes jovens. Estudos relataram que a fraqueza muscular, particularmente nos músculos peroniais, possa ter um papel significativo na etiologia da instabilidade, embora esta hipótese, como factor isolado, ainda esteja em debate .

A angulação do varismo tibial aumenta a carga medial da articulação, exacerbando o *stress* nos ligamentos laterais do tornozelo (Rezende et al., 2011).

#### **1.4.2 Tipos de pegadas plantares**

Os tipos de pegadas plantares produzidos pelo pé humano estão dependentes da forma como o pé exerce a pressão sobre o solo e do tipo de arco plantar associado. Assim o pé pode produzir três tipos de pegadas plantares: normal, supinada e a pronada (Schmidt, 2006).

##### **1.4.2.1 Pegada plantar normal**

É uma pegada característica de pés com arco de tamanho normal (figura 4). A sua forma apresenta um istmo, cujo tamanho é aproximadamente um terço ou metade do antepé, ao nível medial entre a parte posterior e anterior do pé (Schmidt 2006).



Figura 4- Pegada normal  
(retirado de (Schmidt 2006)).

#### 1.4.2.2 Pegada plantar pronada

É uma pegada produzida por um pé cujo arco devido às suas dimensões reduzidas causa a pronação do pé ao tocar o solo. Tem como principal característica um istmo bastante largo, sendo por vezes do tamanho da largura do antepé, Figura. 5, (Schmidt, 2006).



Figura 5 - Pegada pronada

(retirado de (Schmidt 2006)).

### 1.4.2.3 Pegada plantar supinada

Este pegada é inversa á pegada pronada e é característica de pés cuja planta está voltada para dentro. Quanto maior é o grau de supinação mais estreita é istmo (Figura 6). Em caso extremos a conexão deixa mesmo de existir (Özkan 2005; Schmidt 2006).



Figura 6 - Pegada supinada

(retirado de Schmidt (2006))

### 1.4.3 Avaliação do retropé no plano frontal

No plano frontal o retropé pode ser considerado valgo, neutro ou varo consoante o ângulo formado entre a linha média do calcâneo e a perpendicular ao solo. O retropé é classificado como varo quando existe uma projecção externa a parte superior do calcâneo. Quando acontece o contrário, há uma projecção interna, este é valgo (Viladot, 2003).

#### 1.4.3.1 Retropé Varo

O retropé varo é uma deformidade óssea na qual o calcâneo se encontra numa posição invertida, estando o pé em posição neutra. A deformidade em varo do

retopé é sempre o resultado do varismo tibial com o varismo da articulação subastragalina.

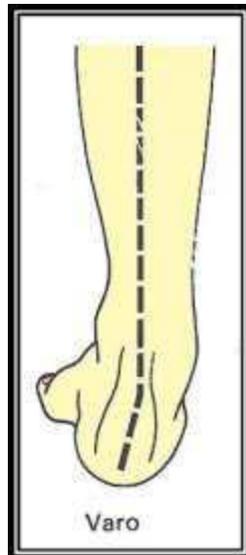


Figura 6 - Retopé varo (adaptado de Hoppenfeld (1994)).

A deformidade pode ser classificada em três categorias: retopé varo não compensado, retopé varo parcialmente compensado e retopé varo totalmente compensado (Viladot, 2003).

Denomina-se retopé varo não compensado quando os graus de varismo tibial são significativamente maiores que a amplitude de pronação da subastragalina (SAG), fazendo com que o calcâneo permaneça invertido em carga tantos graus quantos os de varismo tibial. Em cadeia cinética fechada pode observar-se um retopé varo com apoio da região externa e insuficiência do mesmo no 1º raio com uma impressão plantar escavada (Valmassy, 1996).

O retopé varo parcialmente compensado existe quando os graus de varismo tibial são maiores que a amplitude de pronação da SAG, produzindo-se a pronação total desta sem que seja suficiente para neutralizar ou inverter o calcâneo (Valmassy, 1996).

No retropé varo totalmente compensado existe adução e flexão plantar da articulação subastragalina, pronação calcaneana, rotação interna tibial, flexão da anca e joelho (Valmassy, 1996).

#### 1.4.3.2 Retropé Valgo

Considera-se um retropé valgo quando o calcâneo se coloca em eversão e o pé está em posição neutra (figura. 7).

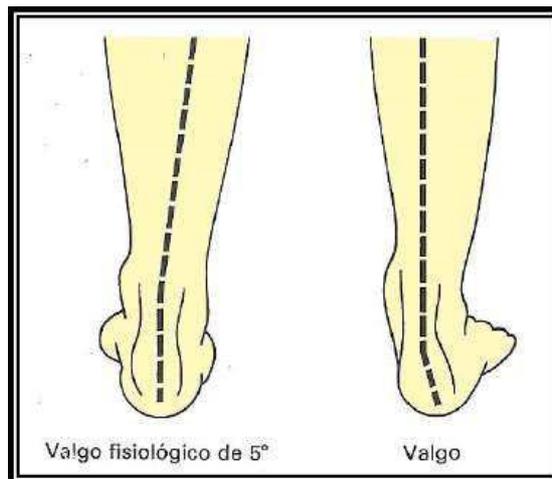


Figura 7 - À esquerda retropé valgo fisiológico, à esquerda retropé valgo (adaptado de Hoppenfeld, 1994)

Segundo Valmassy (1996), surge devido a uma deformidade da articulação SAG em valgo ou à existência de valgismo do terço distal da tibia.

Em cadeia cinética fechada esta deformidade é agravada, colocando o retropé valgo, com acentuado abatimento do arco longitudinal interno, evidenciando excessiva pronação da SAG. Quando o valgismo do retropé é muito acentuado o pé coloca-se numa posição tão valga que por vezes o escafoíde toca no solo antes da SAG pronar totalmente (Valmassy, 1996).

Em dinâmica observa-se uma marcha plantígrada quase em bloco, sendo o contacto do calcânhar em valgo, o apoio total em completa pronação e uma elevação digital geralmente a propulsiva (Debrunner, 1985).

#### **1.4.4 Distribuição da carga no pé**

Segundo Massada (2003), no pé normal durante a marcha, todos os metatarsos suportam a carga, existindo entre eles um equilíbrio na distribuição de forças, que apesar de ser diferente nas diversas fases da marcha, considera-se na prática igual para os quatro metatarsos externos e o dobro para o primeiro.

Na estrutura do pé humano, encontramos a abóboda plantar, constituída por três arcos plantares, que são indispensáveis à realização de uma locomoção harmoniosa. Os três arcos plantares são constituídas por dois longitudinais e um transversal, sendo os seus pontos de apoio representados posteriormente pelo calcâneo e, anteriormente pelas cabeças dos 1<sup>o</sup> e 5<sup>o</sup> metatarsos (Massada, 2003).

A abobada plantar, actua na transferência interna do peso do corpo durante a fase média de apoio uni podal, efectuando a sua distribuição pela planta do pé, através da fásia plantar (Massada, 2003).

Em ortostatismo as pressões são distribuídas ao longo de toda a fásia plantar do pé, sendo as zonas de maior apoio do pé o calcanhar, no retropé, e as cabeças dos metatarsos, no antepé. Contudo o arco externo do pé e a polpa dos dedos, ainda que ligeiramente, estão sujeitos a algum apoio, isto para um indivíduo dentro dos parâmetros considerados normais. Assim sendo um indivíduo que tenha um pé plano irá apoiar o arco interno também (Valmassy, 1996).

Quando o peso corporal não é uniformemente distribuído pelo pé, ou o indivíduo tem pouco tecido adiposo na planta do pé para amortecer as estruturas ósseas ou quando tem excesso de peso, podem surgir pontos de hiperpressão na planta do pé (Valmassy, 1996).

Cavanagh e Morag (1999), a constituição óssea e a dimensão dos tecidos moles são factores, que têm sido defendidos no contexto do aumento da pressão plantar. Estes pontos de maior pressão podem conduzir ao desconforto, dor patologias músculo-esqueléticas a nível do pé, como hiperqueratoses, fracturas de stress e úlceras.

Estes locais de hiperpressão, podem ser controlados com o uso de suportes plantares personalizados. Estes suportes plantares são conferidos a partir de material termo moldável, que uma vez aquecido, é adaptado a um molde que reproduz com enorme exactidão o pé (Figueiredo, 2009).

#### **1.4.5 Suportes plantares**

Os suportes plantares ou ortóteses plantares, são usados à mais de 150 anos pela classe médica para o tratamento de várias patologias do pé e dos membros inferiores (Werd & Knight, 2010).

Desde a utilização de materiais simples como o couro e cortiça, ou à utilização de metais para suporte do arco longitudinal interno, as ortóteses têm gradualmente evoluído e utilizado uma complexa variedade de produtos, que podem ser fabricados a partir de materiais sintéticos ou naturais para realizar os objectivos pretendidos a nível terapêutico (Werd & Knight, 2010).

Para o tratamento de lesões desportivas e não desportivas do pé e do membro inferior, os suportes plantares são uma ferramenta valiosa no tratamento de muitas patologias do pé e do membro inferior, na prevenção de lesões, e na optimização da biomecânica do indivíduo durante o desporto (Werd & Knight, 2010).

As ortóteses personalizadas, dependem de uma multiplicidade de factores. A prescrição das mesmas, deve ter em conta a actividade exercida diariamente, o tipo de piso, a disfunção biomecânica implícita no pé, entre outros.

As palmilhas personalizadas têm provado ser um complemento importante no tratamento conservador do atleta, actuando para diminuir e prevenir certas lesões e, potencialmente melhorar o desempenho do atleta.

##### **1.4.5.1 Função dos suportes plantares**

Os efeitos terapêuticos dos suportes plantares têm sido bem documentados na literatura médica, mas os seus efeitos biomecânicos não estavam tão explícitos (Werd & Knight, 2010). Em 1987 Kirby (cit. por Werd & Knight em 2010), diz que as forças de rotação anormais impostas no eixo da articulação subastragalina, foram responsáveis por muitas patologias de ordem mecânica

incidentes no pé e membros inferiores. Kirby refere ainda que um eixo SAG anormal, é a principal causa das patologias de origem mecânica. Um eixo SAG com orientação medial leva a um aumento da pronação do pé, enquanto que um eixo orientado lateralmente conduz à supinação do pé.

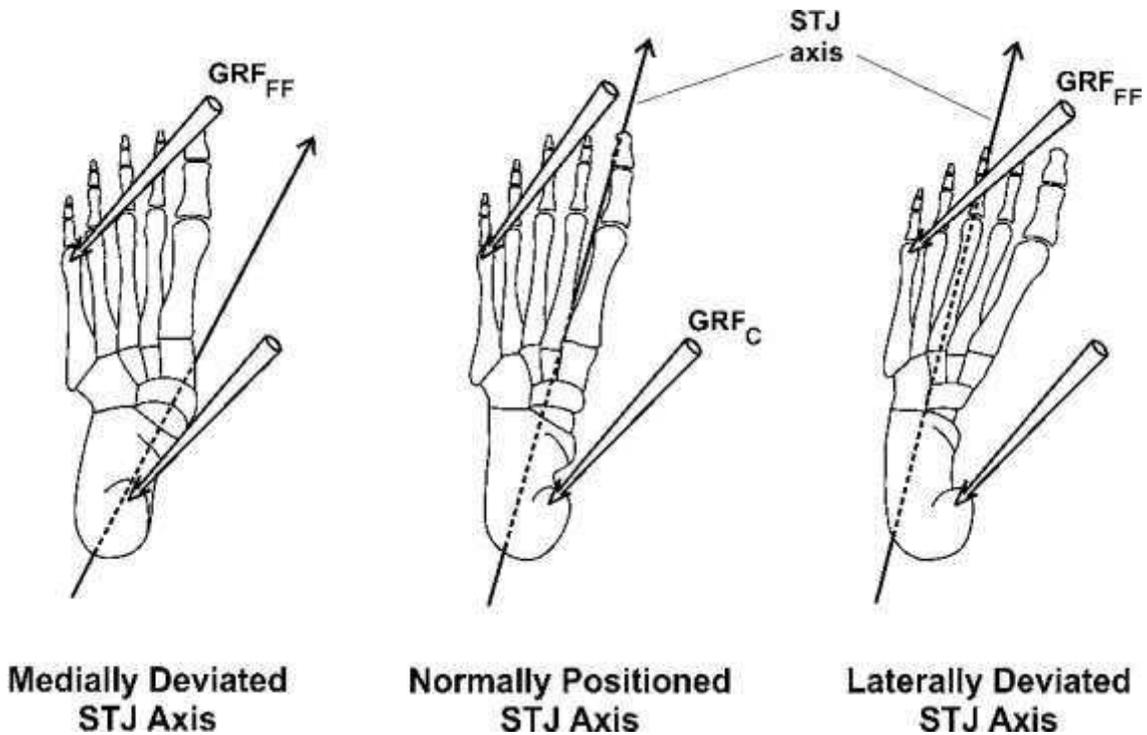


Figura 7 - Orientação do eixo SAG (retirado de *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*)

Em 1992, Kirby e Green descrevem que os suportes plantares funcionam alterando os movimentos do da articulação SAG, que são criados por acções mecânicas da força de reacção do solo que incidem na planta do pé durante a marcha. Demonstram que as ortóteses exerceram uma força com a capacidade de controlar a pronação do pé, redireccionando a força de reacção do solo que era exercida lateralmente em relação ao eixo SAG levando essa força a actuar medialmente através do suporte plantar. Este foi capaz de gerar um aumento supinação do pé.

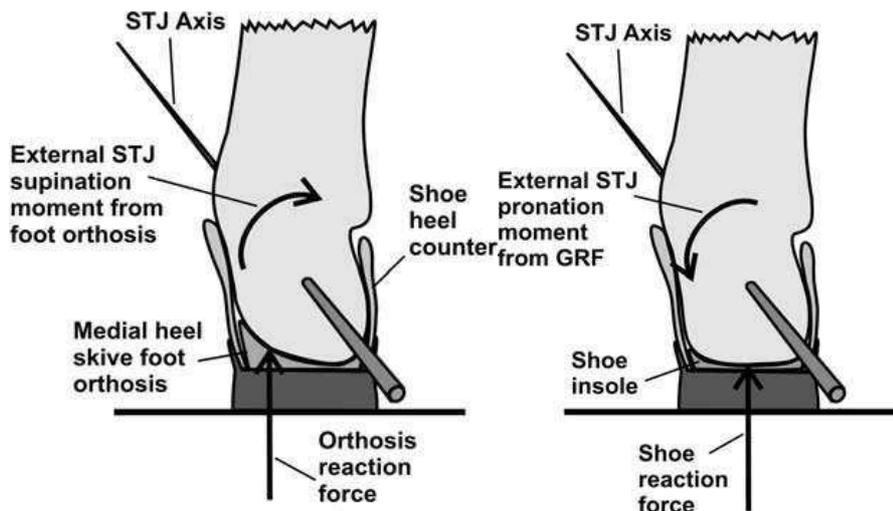


Figura 8 - (retirado de *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*)

Esta figura apresenta a utilização de uma ortótese dentro do calçado e o seu efeito. À esquerda a ortótese inserida no calçado e a representação do vector de força exercido na articulação subastragalina. À direita a utilização de calçado sem o suporte plantar e o movimento realizado pela articulação subastragalina.

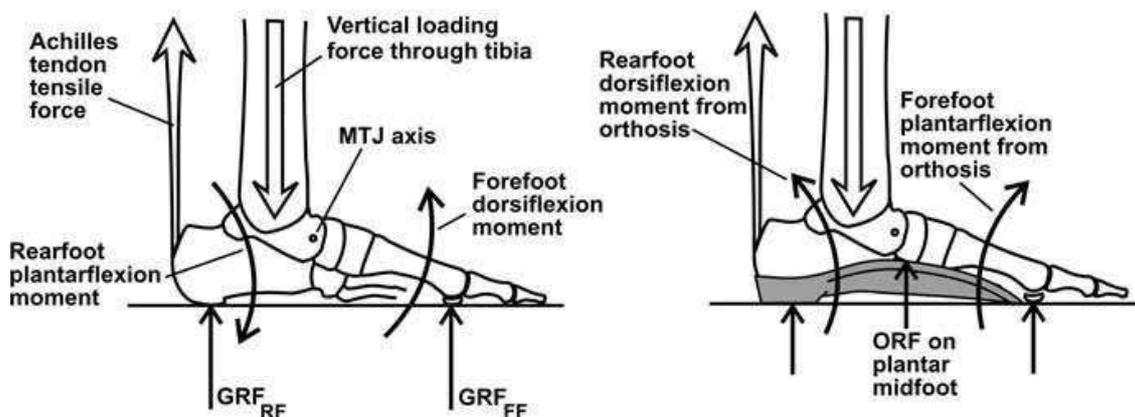


Figura 9 - Forças de reacção do solo com e sem suporte plantar (retirado de *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*)

## **2 Metodologia**

Após a elaboração do enquadramento teórico, vamos passar à realização da metodologia, que nos vai permitir delinear o estudo que iremos fazer.

O desenho da investigação segundo Fortin (2003) é um plano criado com lógica pelo investigador, com o objectivo de adquirir respostas válidas às questões de investigação colocadas. Além de ter que responder às questões de investigação, o plano tem por objectivo controlar as potenciais fontes de enviesamento, que podem influenciar os resultados do estudo.

### **2.1 Ética em investigação humana**

Segundo Fortin (2003) nos estudos realizados em seres humanos, são sempre levantadas questões morais e éticas. Num sentido mais global, a ética é a ciência que estuda a moral e a arte de dirigir a conduta e é de uma forma geral o conjunto de permissões e de interdições (Fortin, 2003).

A nível internacional, os termos de ética são à muito discutidos, em 1964 na Finlândia foi realizada uma assembleia médica mundial de onde foram retiradas recomendações. Algum tempo mais tarde, essas recomendações foram publicadas e ficaram reconhecidas como a Declaração de Helsínquia (Haddad, 2004).

Quando se realiza um trabalho de investigação deve-se ter em atenção os direitos de cada indivíduo integrado na investigação e salvaguardar a sua integridade pessoal. Por tudo isto, devem ser tomadas medidas de modo a respeitar a sua intimidade e a respeitar a integridade física e mental de cada interveniente (Haddad, 2004).

Resultante das exigências morais, a ética coloca problemas particulares aos investigadores que, em determinadas situações, podem entrar em conflito com o rigor da investigação. Dentro da conduta de ética e moral, existe um limite que não deve ser transposto, esse limite refere-se ao respeito pelo indivíduo e à protecção do seu direito de viver livre e dignamente enquanto ser humano (Fortin, 2003).

Neste trabalho de investigação foram seguidos todos os procedimentos éticos mencionados anteriormente. Como principal medida ética aplicada, foi a realização e distribuição de um consentimento informado por todos os participantes no estudo de modo a salvaguardar todos os direitos de privacidade e anonimato dos intervenientes.

## **2.2 População e amostra**

Chama-se população ao conjunto de todos os elementos, finito ou infinito, que têm em comum determinadas características (Fortin, 2003). Neste trabalho, a população consiste na totalidade de jogadores de futebol profissionais e não profissionais.

A amostra é um conjunto de sujeitos, retirados da população, com características implícitas nos critérios de inclusão. O processo de retirada da amostra da população, denomina-se de amostragem (Fortin, 2003). A amostra deste trabalho compreendeu cinquenta jogadores profissionais e não profissionais de futebol.

Na investigação realizada neste trabalho, o tipo de estudo foi do tipo observacional descritivo e consistiu na obtenção de respostas através da observação directa de acontecimentos ou comportamentos humanos. A amostra compreendeu a 50 indivíduos do sexo masculino, jogadores profissionais e não profissionais de futebol, que foram convidados a participar no estudo.

A todos os indivíduos que participaram no estudo foi solicitado um consentimento informado. Esta autorização evidencia que o estudo é voluntário e livre, isto é, que cada indivíduo é livre de abandonar a investigação quando assim o entender. Para além destas particularidades, nesta autorização é esclarecido o objectivo do trabalho, os procedimentos e todas as dúvidas que nele possam existir.

Os critérios de inclusão da amostra terão que obedecer aos seguintes parâmetros:

- Jogadores profissionais e não profissionais de futebol do sexo masculino;

- Jogadores com idades compreendidas entre os 15 e os 40 anos de idade;

Os critérios de exclusão da amostra terão de obedecer aos seguintes parâmetros:

- Jogadores com idades fora dos limites descritos nos critério de inclusão;
- Jogadores lesionados ou em recuperação;
- Jogadores que não aceitem a declaração de consentimento informado;

### **2.3 Materiais e métodos**

O estudo foi realizado em duas fases. Na primeira, foi realizado um questionário semiestruturado, a fim de obter mais informação e permitir a contextualização da amostra. Na segunda a análise da distribuição das pressões plantares.

Os indivíduos foram questionados sobre: a sua idade, segundo a bibliografia com o envelhecimento ocorre mais processos degenerativos resultando num factor predisponente a lesões (Massada, 2003). A posição em campo, segundo Leandro Massada há jogadores em certas posições que estão sujeitos a mais traumatismos e a um maior contacto físico que pode ser desencadeante de lesões. Os anos de prática de futebol e o tempo de treino semanal, segundo Soares em 2007, a classificação das lesões deve basear-se no cálculo do número de lesões por cada 1000 horas de jogo ou treino. O pé de eleição e o tipo de pé, de acordo com a bibliografia consultada os jogadores profissionais possuem um tipo de pé característico e este pode ter influência na ocorrência de lesões.

O tipo de pé, a posição neutra da SAG, os graus de varismo tibial e a avaliação do retropé em carga, utilizando estes dados como medida exacta para correlacionar com as pressões plantares. Por último, um relato acerca das lesões que os atletas já sofreram durante a sua carreira e saber se utilizam suportes plantares.

Para a avaliação dos graus de varismo tibial e da mobilidade da SAG foi utilizado do goniometro da marca Herbitas e régua de Perthes também da Herbitas.

Para avaliar a impressão plantar recorreu-se ao uso de um podoscópio, que é um dispositivo que permite a visualização directa da impressão plantar, mediante a reflexão de uma luz fluorescente num sistema de espelhos (figura 10)



Figura 10 - Podoscópio

Foi utilizado um computador e uma plataforma de pressões plantares Footscan (RSscan®) de 0,5 metro (50x40cm), que permitiu avaliar a impressão plantar em estática e em dinâmica e permitiu recolher dados a fim de realizarmos o teste do ratio I, que consiste na avaliação da marcha e descreve a pressão em toda a planta do pé. Um ratio I positivo descreve uma distribuição da pressão a nível medial e um negativo, descreve uma distribuição da pressão a nível lateral (Willem et al., 2004).

## 2.4 Procedimento

Foi entregue uma carta de pedido de autorização aos clubes de futebol em causa, para a realização do estudo, em que constava o tema do trabalho e os métodos que iriam ser utilizados.

Com a autorização dos clubes procedeu-se à recolha de dados. Neste parâmetro foi entregue a cada participante do estudo um consentimento informado, que garantia o direito ao anonimato e confidencialidade dos dados. Consequentemente, apresentou-se o tema do trabalho, os objectivos pretendidos, a importância e os meios que se iria utilizar.

Após a aprovação do consentimento informado, foi realizada uma recolha de dados consoante as variáveis a estudar mediante uma entrevista semiestruturada que continha dados relativos às variáveis do estudo.

A determinação do varismo tibial quantifica o grau de desvio da tibia e perónio no plano frontal. A sua avaliação é realizada com o indivíduo em ortostatismo, com apoio simétrico das extremidades inferiores e é colocado o goniómetro com um braço paralelo ao solo e outro paralelo à bissecção posterior do terço distal da tibia.

Após dar resposta aos itens do questionário foi realizada a avaliação em dinâmica, onde foi utilizada uma plataforma de pressão Footscan (RSscan®) de 0,5 metro (50x40cm), que possui 4096 sensores de 5mm x 7mm e pode gravar até 500 imagens por segundo (RSscan, 2006).

Foram realizadas três passagens sobre a plataforma de pressões sendo esta calibrada ao peso do indivíduo antes de cada passagem, foi utilizado o protocolo dos 3 passos com a velocidade normal de caminhada de cada indivíduo (Bus & Lange, 2005).

Em dinâmica, obtivemos dados sobre a superfície de apoio total e os valores de máxima pressão pelas dez áreas anatómicas de divisão do pé. Essas áreas são: 1º dedo (T1), do 2º ao 5º dedo (T2-5), 1º metatársico (M1), 2º metatársico (M2), 3º metatársico (M3), 4º metatársico (M4), 5º Metatársico (M5), Médio – pé (MF), calcânhar medial (HM) e calcânhar lateral (ML) (Cock, 2005; Monteiro et al., 2010).

Foi também realizado um ratio de impulsos médio-laterais. O ratio, descreve a distribuição do impulso em todas as áreas e é calculado através da fórmula:  
Ratio = [(HM+M1+M2) – (HL+M4+M5) / soma dos impulsos absolutos de todas

as áreas)]. O ratio anteriormente citado avalia a pronação e supinação do pé (Cock, 2005; Monteiro, et al., 2010).

## **2.5 Análise Estatística**

De forma a estudar estatisticamente a informação que se obtém na amostra recorreremos à análise estatística. Esta permite estruturar a informação retirada da amostra em informação numérica de forma a obter uma imagem global das variáveis em estudo, bem como comparações, correlações, médias, etc. Através desta análise podemos ainda verificar se as relações obtidas podem ser generalizáveis da população em estudo (Fortin, 2003).

Para o tratamento dos dados de informação utilizou-se como procedimentos estatísticos, os programas informáticos Statistical Package of the Social Science (SPSS<sup>®</sup>) 22.0 e Microsoft Office Excel<sup>®</sup> 2010.

O nível de significância para rejeição da hipótese nula em todos os testes estatísticos foi fixado em  $p=0.05$  (intervalo de confiança de 95.0%).

Foi utilizada a estatística descritiva para caracterizar os dados recolhidos. Em relação aos dados qualitativos foram apresentados com frequência relativa (%). Foi feita a análise de histogramas e a análise de simetria dos dados quantitativos e nos dados com distribuição simétrica foi utilizada a média como medida de tendência central e o desvio padrão como medida de dispersão, enquanto nos dados com distribuição assimétrica foi utilizada a mediana como medida de tendência central e a amplitude inter-quartil como medida de dispersão.

Para a comparação de variáveis qualitativas foi utilizado o Teste Qui-quadrado. Na avaliação das variáveis quantitativas foi utilizado o teste H de Kruskal Wallis.

O cálculo do ratio I foi realizado a partir dos dados recolhidos da plataforma de pressões onde para cada ensaio foram definidas 7 áreas de pressão na planta do pé (H1 zona medial do calcanhar, H2 zona lateral do calcanhar, M1 primeira cabeça metatársica M2 segunda cabeça metatársica, M3 terceira cabeça

metatársica, M4 quarta cabeça metatársica e M5 quinta cabeça metatársica) como mostra a figura 11.

O cálculo é feito com a seguinte fórmula:  $\text{Ratio I} = [(H1+M1+M2) - (H2+M4+M5)] / \text{somatório da pressão de todas as áreas na planta do pé.}$

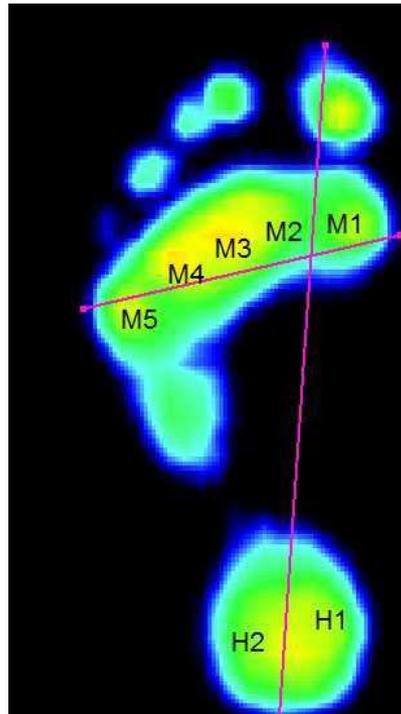


Figura 11 – Zonas de apoio usadas no ratio I



### 3 Resultados

Neste capítulo vamos realizar a caracterização da amostra e apresentar os resultados dos dados recolhidos.

#### 3.1 Dados sócio demográficos

A amostra foi constituída por 74 indivíduos do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 18 e os 34 anos, jogadores profissionais de futebol, em que o jogador mais novo observado tinha 18 anos e o mais velho 34. Esta amostra de jogadores tem em média 14 anos de prática desportiva, que varia dos 4 aos 23 anos de prática, como mostra a tabela 1.

Ao analisarmos a tabela 2, observamos que em média, os guarda-redes são o grupo com mais elevada faixa etária e os avançados com menor.

Tabela 1 – Idade e anos de prática

	Idade do inquirido	Anos de prática
Média	23,45	13,69
Mínimo	18	4
Máximo	34	23

Tabela 2 – Idade consoante a posição em campo

Posição em campo	Média	N	Desvio Padrão
Guarda Redes	26,27	11	6,101
Defesa	23,78	18	5,094
Médio	23,96	26	4,720
Avançado	21,26	19	2,786
Total	23,57	74	4,820

A amostra foi dividida em quatro grupos, no que diz respeito à posição em campo dos atletas, que foram guarda-redes, defesas, médios e avançados.

Como mostra a figura 1, podemos observar que 15% são guarda-redes, 24% são defesas, 35% médios e 26% são avançados.

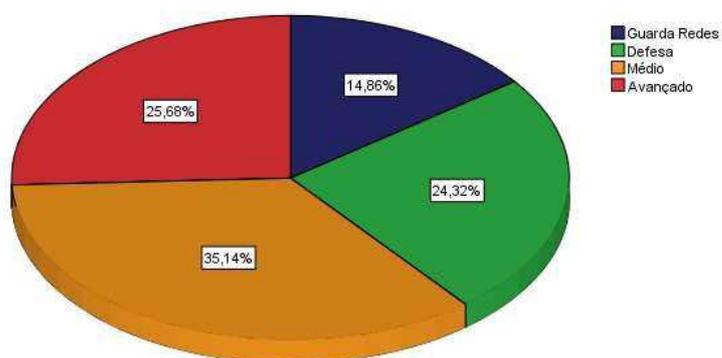


Gráfico 1 - Posição em campo

No que diz respeito ao pé de remate, os atletas são predominantemente destros, com aproximadamente 72% dos inquiridos, contra 28% esquerdinos.

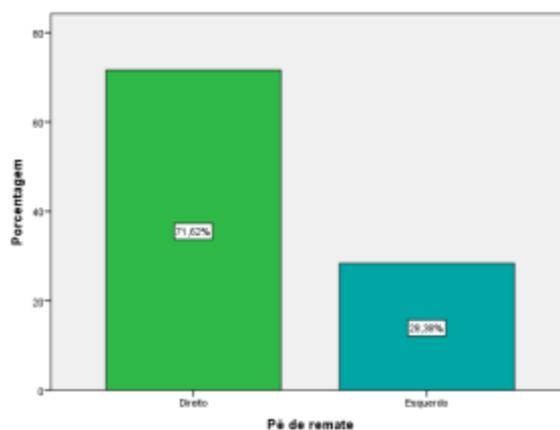


Gráfico 2 - Pé de remate

O tipo de pé observado na amostra é um pé predominantemente normal, tanto o pé direito como o esquerdo.

Tabela 3 – Tipo de pé

	Esquerdo	Direito
Plano	12,2%	13,5%
Cavo	25,7%	20,3%
Normal	62,2%	66,2%

### 3.2 Análise correlacional

A figura 11 representa a distribuição dos graus de varismo tibial à esquerda pela idade dos inquiridos. Podemos observar, que a idade não vem influenciar os graus de varismo tibial na nossa amostra, uma vez que não segue nenhuma tendência de crescimento ou decrescimento em relação à idade

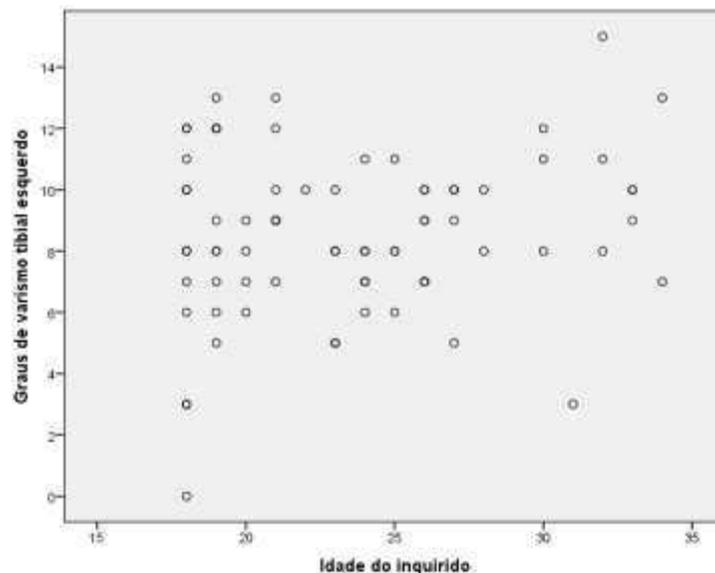


Figura 12 - Relação em idade e os graus de varismo tibial à esquerda

Qual na distribuição dos graus de varismo tibial à esquerda pela idade, também à direita não existe relação entre a idade dos inquiridos e o grau de varismo

tibial, não seguindo este uma distribuição normal (idem), como demonstra a figura 12.

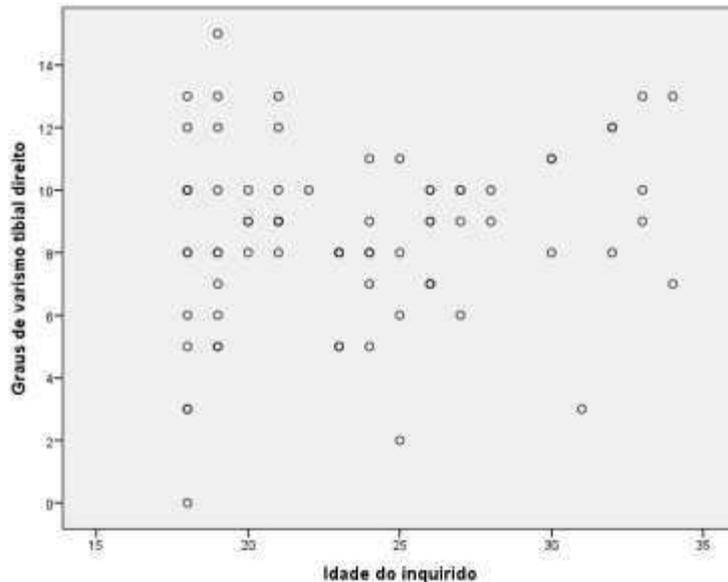


Figura 13 - Relação em idade e os graus de varismo tibial à direita

A tabela 4 relaciona a posição neutra da subastragalina com o ratio I.

Através do teste do Qui-quadrado, verificámos que não existe uma relação estatisticamente significativa, que seja representativa da população, uma vez que o valor de  $p=0,88$  para o pé direito e  $p=0,84$  para o pé esquerdo. No entanto, analisando a tabela para o pé direito, podemos dizer que, com a SAG em varo ou neutro, esta não vai alterar a marcha, havendo uma maior prevalência de marcha em pronação. 89,5% e 88,2% da SAG em varo e neutro, respectivamente, apresenta uma marcha em pronação.

Para o pé esquerdo, a SAG em varo leva a uma marcha em pronação (61,4% dos inquiridos). Com uma posição neutra da SAG, existe uma igual percentagem de indivíduos com uma marcha em pronação e em supinação (50,0%).

Tabela 4 – Relação da posição neutra da SAG com o ratio I

			Ratio pé direito			Total
			Neutro	pronado	supinado	
Posição neutra da SAG direita	Varo	% em Posição neutra da SAG direita	0%	89,5%	10,5%	100%
	Neutro	% em Posição neutra da SAG direita	0%	88,2%	11,8%	100%
Posição neutra da SAG esquerda	Varo	% em Posição neutra da SAG esquerda	0%	61,4%	38,6	100%
	Neutro	% em Posição neutra da SAG esquerda	17,6%	41,2%	41,2%	100%

Ao relacionarmos o varismo tibial com o tipo de marcha dos inquiridos, pudemos observar que relativamente ao pé direito, esta variável não é estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ), logo não é representativa da população.

No que respeita ao pé direito, já obtivemos uma relação estatisticamente significativa ( $p = 0,037$ ). O grau de varismo tibial é em média mais elevado nos indivíduos que apresentam uma marcha em supinação, havendo uma diferença de aproximadamente 2°.

Tabela 5 - Varismo tibial e ratio I

	Ratio I			Valor de (p)
		Supinação	Pronação	
Varismo tibial	Direita	10,25°	8,33°	0,037
	Esquerda	8,34°	8,79°	0,448

Ao relacionarmos o varismo tibial com a posição em campo dos atletas, não verificámos qualquer relação com valor estatístico, uma vez que os valores de (p) foram superiores a 0,05 (direita  $p=0,466$  e esquerda  $p=0,798$ ).

A análise da tabela 6 demonstra que não há grande discrepância de graus de varismo tibial entre as diversas posições em campo.

Tabela 6 – Posição em campo e graus de varismo tibial

Posição em campo	Graus de varismo tibial (valor em média)	
	Direita	Esquerda
Guarda-redes	9,00°	8,82°
Defesa	8,89°	8,78°
Médio	7,96°	8,38°
Avançado	8,74°	8,53°

Ao analisar a relação entre o ratio I do pé direito e a posição em campo, podemos verificar que 81,8% dos guarda-redes apresenta uma marcha em pronação. Nos defesas, a totalidade dos atletas avaliados apresenta uma marcha em pronação, nos médios 80,8% com uma marcha em pronação e 94,7% também com um tipo de marcha em pronação.

No total do ratio I para o pé direito, 89,2% da amostra ostenta um tipo de marcha em pronação (tabela 7).

Tabela 7 - Posição em campo e ratio I do pé direito

			Ratio pé direito		Total
			pronado	supinado	
Posição em campo	Guarda Redes	% Posição em campo	81,8%	18,2%	100,0%
	Defesa	% Posição em campo	100,0%	0,0%	100,0%
	Médio	% Posição em campo	80,8%	19,2%	100,0%

	Avançado	% Posição em campo	94,7%	5,3%	100,0%
Total		% Posição em campo	89,2%	10,8%	100,0%

No que respeita ao pé esquerdo, 56,8% dos indivíduos tem uma marcha em pronação, 39,2% em supinação e apenas 4,1% tem uma marcha neutra.

Tabela 8 – Posição em campo e ratio I do pé esquerdo

			Ratio pé esquerdo			Total
			normal	pronado	supinado	
Posição em campo	Guarda Redes	% Posição em campo	18,2%	36,4%	45,5%	100,0%
	Defesa	% Posição em campo	0,0%	66,7%	33,3%	100,0%
	Médio	% Posição em campo	3,8%	61,5%	34,6%	100,0%
	Avançado	% Posição em campo	0,0%	52,6%	47,4%	100,0%
Total		% Posição em campo	4,1%	56,8%	39,2%	100,0%

Na análise do retropé esquerdo em carga e o ratio I esquerdo (tabela 9), podemos verificar que predomina a marcha em pronação, sendo indiferente a posição do retropé. Estas variáveis foram testadas com o qui-quadrado e o valor de  $p=0,209$  ( $p>0,04$ ), logo não podemos representar estes dados na população.

Tabela 9 – Posição do retropé em carga esquerdo e ratio do pé esquerdo

			Ratio pé esquerdo			Total
			Neutro	Pronado	Supinado	
Posição do retropé em carga esquerdo	Neutro	% em Posição do retropé em carga esquerdo	10,3%	51,7%	37,9%	100,0%
	Varo	% em Posição do retropé em carga esquerdo	0,0%	66,7%	33,3%	100,0%
	Valgo	% em Posição do retropé em carga esquerdo	0,0%	52,4%	47,6%	100,0%

Total	% em Posição do retropé em carga esquerdo	4,1%	56,8%	39,2%	100,0%
-------	---	------	-------	-------	--------

No que respeita ao pé direito, os dados obtidos com o cruzamento da posição do retropé em carga direito e ratio do pé direito, são semelhantes com os do pé esquerdo, obtendo-se predominantemente uma marcha em pronação, com 89,2% dos atletas avaliados (tabela 10). Estes dados também não são representativos da população,  $p = 0,073$ .

Tabela 10 - Posição do retropé em carga direito e ratio do pé direito

			Ratio pé direito		Total
			pronado	supinado	
Posição do retropé em carga direito	Neutro	% em Posição do retropé em carga direito	95,7%	4,3%	100,0%
	Varo	% em Posição do retropé em carga direito	78,6%	21,4%	100,0%
	Valgo	% em Posição do retropé em carga direito	95,7%	4,3%	100,0%
Total		% em Posição do retropé em carga direito	89,2%	10,8%	100,0%

## **4 Discussão**

A discussão dos resultados desta dissertação, vem primordialmente dar resposta aos objectivos traçados e também aos pontos focados no relatório, que não se enquadram nos principais objectivos do trabalho.

Os objectivos de maior relevância neste trabalho foram a relação do varismo tibial e das pressões plantares com a prática do futebol e os objectivos secundários, verificar a existência de relação entre a posição em campo do jogador com a pressão plantar e o grau de varismo tibial.

Para além dos principais objectivos, existiram pontos no trabalho que se associam aos objectivos e os quais também requerem intervenção, tais como a idade do atleta, os anos de prática da modalidade, o pé de remate, a posição da SAG e a posição do retropé em carga.

### **4.1 Discussão dados sócio demográficos**

A amostra recolhida foi composta por 74 indivíduos do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 18 e os 34 anos de idade, jogadores profissionais de futebol, em que o jogador mais novo observado tinha 18 anos e o mais velho 34. Esta amostra de jogadores tem em média 14 anos de prática desportiva, que varia dos 4 aos 23 anos. Segundo Viladot (2003), as lesões e alterações nos pés dos desportistas são influenciadas pela idade e pelos anos de prática da modalidade. De acordo com Soares (2007), a taxa de lesão em crianças e jogadores jovens, é menor do que em adultos. O autor diz que se deve ao menor peso corporal, menor velocidade de jogo e das acções realizadas. No entanto a taxa lesional é superior na fase final da adolescência. Massada (2003), afirma que o elevado número de patologias do foro músculo-esquelético, se deve à associação do crescimento longitudinal e a uma menor flexibilidade muscular.

Em relação à posição em campo dos jogadores, a nossa amostra foi constituída por atletas de todos os sectores do campo, tendo estes sido divididos por quatro zonas de forma a diferenciarmos as áreas de maior

movimentação e o tipo de acções características de cada sector, sendo constituída por 15% de guarda-redes, 24% de defesas, 35% médios e 26% são avançados.

A pequena porção de guarda-redes, vai influenciar os testes realizados, uma vez que havendo uma amostra pequena destes indivíduos, pode não ser representativa da população.

## **4.2 Discussão da análise correlacional**

Ao avaliarmos a posição em campo dos atletas e relaciona-la com o grau de varismo tibial, estas variáveis não obtiveram qualquer relação, não podemos assim dizer que o varismo tibial é propicio numa determinada posição em campo. Embora estes dados não possam ser representativos da população, uma vez que ao realizar o teste H de Kruscal Wallis este revelou um valor de  $p > 0,05$  para ambas as pernas (direita  $p = 0,46$  e esquerda  $p = 0,79$ ). Podemos dizer que a posição em campo onde se verificou um maior grau de varismo tibial foi nos guarda-redes e com menor nos médios, como mostra a tabela 6

Segunda Rezende e colaboradores (2011), a idade influencia o alinhamento do joelho no plano frontal. Um estudo realizado por estes autores em jovens praticante de futebol, mostra que apresentam um genu valgo até aos 7 anos, dos 8 aos 12 um genu neutro e dos 13 aos 18 anos um genu varo.

No nosso estudo não se obteve qualquer relação entre a idade e o varismo tibial, uma vez que os valores do varismo não seguem uma distribuição normal consoante a idade do atleta, conforme representado na figura 14 e 15.

Os valores obtidos neste estudo podem ser justificados pela curta faixa etária avaliada, compreendida entre os 18 e os 34 anos de idade, no entanto vem de encontro ao estudo realizado por Rezende e colaboradores (2011), uma vez que com a faixa etária avaliada observámos uma predominância de atletas com valores de varismo tibial aumentos.

No que respeita ao relacionamento da posição do retropé em carga e o ratio I, podemos dizer que não há uma relação estatisticamente significativa. Através

do teste do qui-quadrado, obtivemos um valor de  $p=0,20$  para o pé esquerdo e  $p=0,07$  para o pé direito (ambos  $p>0,05$ ).

Na amostra recolhida, observamos que predomina a marcha em pronação, independentemente do apoio do retropé.

Willems e seus colaboradores (2004), realizaram um estudo que tinha como objectivo verificar a influencia que a pressão plantar tinha na ocorrência de entorses do tornozelo e ao compararem o apoio do calcanhar, tanto no grupo de controlo como do grupo com a patologia em questão, verificaram que o apoio do calcanhar que efectuava maioritariamente em varo e esse fato não influenciava a pressão realizada no restante apoio plantar. Verificou também que esse apoio eram maioritariamente na zona medial do pé, tal como observámos no nosso estudo.

Thevendran & Younger (2012) estudaram o comportamento do pé na presença de uma tibia vara e verificaram que o varismo tibial leva a uma posição vara do retropé e pronação da SAG na maioria dos casos estudados. A pronação é causada por forças rotacionais iniciadas no antepé e com repercussão no retropé, devido a uma necessidade mecânica da antepé contactar com o solo.

A relação do ratio I com a posição em campo dos atletas, foi verificada através do teste do qui-quadrado, e obteve-se um valor  $p= 0,15$  no pé direito e  $p=0,17$  no pé esquerdo. Uma vez obtidos estes valores de ( $p$ ), podemos dizer que estas variáveis não são representativas da população.

Na análise dos dados recolhidos, verificamos que em ambos os pés há uma tendência para uma marcha em pronação, independentemente da posição em campo dos atletas. No pé direito, 89,2% dos inquiridos realizam pronação durante a marcha e no esquerdo 56,8%. Também Willems e colaboradores (2004), que estudaram a ocorrência de entorses do tornozelo em futebolista, verificaram que na sua amostra composta por atletas de todas as posições do campo, estes efectuavam uma marcha com maior podenciação de forças na zona medial do pé, dado este que vem de encontro aos resultados obtidos.

Para relacionar a posição da articulação subastragalina (SAG) com o ratio I, aplicámos o teste do qui-quadrado, onde este não demonstrou qualquer relação estatisticamente significativa entre as variáveis ( $p > 0,04$ ).

No nosso trabalho, verificámos que independentemente da posição da SAG no pé direito, esta realiza em 90,6% dos casos avaliados uma marcha em pronação. Já no esquerdo, os valores não são tão acentuados, com 61,4% de marcha em pronação com a SAG em varo e 41,2% para a SAG em posição neutra.

Segundo Kirby (2001) (cit. por Werd & Knight em 2010), o eixo da SAG, influencia o comportamento do retropé em carga. Este autor, diz que consuante a localização do eixo da SAG, há uma alteração na movimentação e localização no plano frontal do retropé.

Um pé com patologias causadas pelo excesso de movimento da SAG em supinação, como tendinites dos peroneais e entorses crónicas do tornozelo, são causadas por forças de reacção do solo que actuam no pé devido a um desvio lateral do eixo da SAG (Kirby 2001) (citado por Werd & Knight em 2010).

A análise do varismo tibial e a relação existente com a posição em campo, não demonstrou relação com relevo estatístico.

Comentando os dados recolhidos, verificamos que em média, a nossa amostra apresenta 9º de varismo tibial. Não há grande discrepância de valores, sendo a posição de guarda-redes onde se obteve um grau mais elevado que varismo tibial. Segunda Rezende e colaboradores (2011), a idade e os anos de prática da modalidade, são um factor de aumento dos graus de varismo tibial. Uma vez que os guarda-redes foram o grupo com a faixa etária mais elevada, vem explicar o maior grau de varismo tibial. Já o grupo com menor varismo tibial registado é dos médios, com 7,96º para a perna direita e 8,38 para a perna esquerda. Este grupo não é o mais novo da amostra, contrariando assim a teoria anterior.

Na nossa amostra, não há uma relação entre a idade do atleta e o aumento do varismo tibial.

No varismo tibial e no ratio I, encontrámos uma relação estatisticamente significativa, no que respeita ao aumento no membro inferior direito.

Através do teste H de Kruskal Wallis, obtivemos um valor  $p=0,03$ . Com esta razão de ( $p$ ), podemos afirmar que o aumento do varismo tibial leva a uma marcha em supinação, com aproximadamente mais  $2^\circ$  em média de varo da tibia.

Estudos realizados por Olerud e Berg (1984), demonstram que havendo diminuição do ângulo Q (ângulo obtido na medição entre a crista ilíaca ântero-superior e a rotula no plano frontal), há uma alteração na posição de apoio do pé. Com a diminuição do ângulo Q, há um aumento da supinação do pé.

Este estudo vem de encontro aos dados obtidos no membro inferior direito, onde verificámos uma maior supinação do pé com o aumento do varismo tibial.

De acordo com estudos levados a cabo por Yaniv e colaboradores (2006), em que verificaram que o futebol potencia o desvio dos joelhos no plano frontal, também no nosso estudo verificámos, não havendo um grupo de controlo noutra modalidade, que nos praticantes de futebol analisados, todos apresentavam um elevado grau de varismo tibial. Este dado, como defendido por Yaniv (2006), dever-se-á a uma elevada potenciação da musculatura dos membros inferiores, de uma elevada e constante solicitação dos mesmos, os movimentos característicos e repetidos do desporto praticado.

## 5 Conclusão

O pé, ao estar constantemente submetido a acção de diferentes forças, sofre modificações na sua funcionalidade que comprometem a forma como é distribuída a pressão ao nível da superfície plantar. Tal facto, leva à realização de movimentos anormais que desencadeiam um *stress* excessivo e consequente aparecimento de patologias ou deformidades com repercussões a nível plantar.

Na tentativa de encontrar soluções, o estudo da distribuição plantar tornou-se assim alvo de constantes investigações na área da saúde. O presente estudo permitiu não só aprofundar o conhecimento acerca das estruturas e função do pé, como também efectuar um diagnóstico que possibilite a criação de novas formas de prevenção e tratamento das diversas patologias a que o pé está associado.

A incongruência dos membros inferiores, em especial a do joelho e tornozelo, estão relacionadas com instabilidade e dores articulares. Desordens nessas estruturas trazem ainda, problemas na sustentação muscular, tendões, ligamentos e retináculos, alternando o alinhamento do joelho em varo ou valgo, alterando assim a função dos joelhos e posteriormente o apoio plantar.

Podemos comprovar no nosso trabalho, que um elevado grau de varismo tibial, influenciou o tipo de apoio do pé, levando a uma marcha em supinação.

Não se conseguiu obter relação acerca da influência que o aumento do varismo tibial tem na SAG, uma vez que os resultados foram inconclusivos.

Pudemos também concluir que o varismo tibial é influenciado pelo aumento da idade do atleta e consequentemente o aumento do tempo d treino. Neste estudo verificámos que os atletas mais velhos apresentavam um maior grau de varismo tibial.

Esses desvios posturais apresentam-se como realidades importantes a serem mais profundamente analisadas pelos profissionais da área da saúde envolvidos no futebol, isso porque, podem causar uma sobrecarga das

estruturas osteoarticulares, podendo predispor os membros dos atletas de diferentes modalidades a lesões.

Assim, como forma de conclusão, podemos dizer que apesar do futebol ser uma modalidade de excelência, existem estudos que ainda podem ser aprofundados. Desta forma pensamos, que este estudo acaba por contribuir para um aumento do conhecimento desta actividade de forma a que no futuro se possam desenvolver mecanismos, nomeadamente suportes plantares adequados à prevenção de lesões e melhoria do rendimento desportivo.

## 6 Referências bibliográficas

Abboud, R. J. (2010). "Foot pressure differences in men and women. Foot and Ankle Surgery."

Abreu, M. M. M. d. A. (2000). Anatomia do Membro Inferior.

Anderson Silva, et al. (2005). "Fisioterapia Esportiva: Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportivas em Atletas do América Futebol Clube."

Andrews, et al. (2000). Reabilitação Física das Lesões Desportivas, Guanabara Koogan.

Bahr, R. and T. Krosshaug (2005). "Understanding Injury Mechanism: a key component of preventing injuries."

Baumgartner, et al. (1997). "Tratamiento ortésico-protésico del pie."

Benasuly, A. E. L. and J. M. C. Barragán (2003). "Ortopodología y aparato locomotor. Ortopedia de pie y tobillo: Masson."

Brink, M., et al. (2010). "Monitoring Stress and Recovery: new insights for the prevention of injuries and illness in elite youth soccer players."

Brito, J., et al. (2009). "Prevention of injuries of the anterior cruciate ligament in soccer players."

Bruno Baroni, et al. (2006). "Incidência de entorses de tornozelo em atletas adolescentes de futebol e futsal."

Bus, S. A., & de 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.

Castro, Marcelo Peduzzi (2010). "Análise das Forças e Pressões Plantares Durante a Marcha de Pessoas com Amputação Transfemoral", Faculdade de desporto da Universidade do Porto, Porto.

Cardoso, P. J. M. (2007). "Caracterização das componentes horizontais das forças de apoio geradas durante a marcha."

Celso Svartman, et al. (1994). "Pé equino na paralisia cerebral: análise do tratamento."

Cock, A. D. (2006). The use and interpretation of plantar pressure measurements during running.

Costa, Â. (2011). "Prevenção de lesões do membro inferior em futebolistas."

Cote, K. P., et al. (2005). "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability." Journal of Athletic Training **40**(1): 41-46.

Férrnandez, R., et al. (2004). "Los pies del niños, motivo de consulta em rehabilitación." Acta Pediatrica Española **62**.

Fortin (2003). Processo de investigação, Lusociência.

Fortin, M.-F. (2003). O processo de investigação: Da concepção à realização. Loures, Lusociência

Fuente, J. L. M. (2003). "Podologia general y biomecánica."

Fuller, C., et al. (2006). "Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries."

Gaino, M. R. C. (2009). "Projecto e Desenvolvimento de um Dispositivo de Avaliação do Rolamento do Pé de Idosos Durante a Marcha."

Guaracy Filho, et al. (2003). "Pé Plano: Tratamento pela Técnica de Koutsogiannis modificada."

José Esteves, et al. (2008). "O Efeito das Ligaduras Funcionais da Articulação Tibio-Társica na Propriocepção – Revisão da Literatura."

Lira, A. M., et al. (2011). "OS FATORES QUE INTERFEREM NA MARCHA, APÓS UMA LESÃO NEUROLÓGICA, CARACTERIZANDO AS MARCHAS PATOLÓGICAS."

Machado, D. B., et al. (2001). "Plantar pressure distribution in children: movement patterns and footwear influences." Brazilian Journal of Biomechanics.

Marcelo Emilio Beirão and T. Á. Marques (2004). "Estudo dos factores desencadeantes da entorse do tornozelo em jogadores de futebol e elaboração de um programa de fisioterapia preventiva."

Massada, L. (2003). Lesões no Desporto, Caminho.

Mendes, J. C. (1985). As Origens do Homem-Bases Anatômicas da Hominização.

Mittlemeier, T. W. F. and M. Morlock (1993). "Pressure distribution measurements in gait analysis: dependency on measurement frequency."

Mohr, M., et al. (2005). "Muscle temperature and sprint performance during soccer matches."

Mohsen Razeghi and M. E. Batt (2001). "Foot type classification: a critical review of current methods."

Moisés Cohen, et al. (1997). "Lesões ortopédicas no futebol."

Monteiro, M., Gabriel, R., Aranha, J., Neves e Castro, M., Sousa, M., & Moreira, M. (2010). Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women.

Moreira, J. (2008). "Origem do desporto e a sua evolução." 2009.

Moreira, V. and F. Antunes (2008). "Entorses do Tornozelo, do Diagnóstico ao Tratamento."

Nagib Haddad (2004). Metodologia e estudos em ciência da saúde, Roca Ltda.

Neto, J. (2012). Futebol de corpo inteiro.

Oddsson, et al. (2004). "The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance." Experimental Brain Research.

Olerud, C. & Berg, P. (1984). "The variation of the Q angle with different positions of the foot."

Oliveira, L. M. M. d. (2003). Análise dinamométrica da marcha de indivíduos com neuropatia diabética.

Osny Salomão, et al. (1996). "Tratamento das lesões ligamentares aguda do tornozelo em atletas."

Passos, E. (2007). "Lesões Musculares no Futebol: tipo, localização, reabilitação e avaliação pós-lesão."

Pimentel, J. and J. Oliveira (2003). Influência do meio no desenvolvimento da coordenação motora global e fina - estudo com crianças de 9 e 10 anos da cidade do Porto e da Beira Alta. Revista de Educação Física e Desporto.

Reis, F., et al. (2010). " CONFIABILIDADE DA MENSURAÇÃO CLÍNICA DO VARISMO TIBIOFIBULAR".

Rezende, L. F. M., et al. (2011). A Prática do Futebol Acentua os Graus de Geno Varo? Revista Brasileira Medicina do Desporto – Vol. 17, No 5.

Rocha, M. L. (2004). Aspectos diversos da medicina do exercício.

Rodrigo Ribeiro, et al. (2007). "Prevalência de lesões no futebol em atletas jovens: estudo comparativo entre diferentes categorias."

RSScan. (2006). Advanced Pressure Measurement System. Retrieved 12 de Julho, 2012, from [www.rsscan.co.uk](http://www.rsscan.co.uk)

Saunders, M., et al. (1953). "The major determinants in normal and pathological gait." Journal of bone and joint surgery **35**.

Schmidt, R. (2006). "Pedígrafo para análise dinâmica (pedigrama)."

Seeley, R. R., et al. (2003). Anatomia & Fisiologia.

Soligard, T., et al. (2008). "Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomized controlled trial."

Sousa, A. and J. M. R. S. Tavares (2010). "A marcha humana: uma abordagem biomecânica."

Sousa, A. S. P., et al. (2009). "Análise das forças de reacção ao solo e actividade electromiográfica do membro contra-lateral durante a fase de transição entre passos."

Steffen, K., et al. (2007). "Risk of Injury on artificial turf and natural grass in young female football players."

Subotnick, S. I. (1999). Sports Medicine of the lower extremity. Philadelphia, Churchill Livingstone.

Tatiana Bianchi, et al. (2005). "Relação entre o pé cavo e a posteriorização do centro de força em crianças de 7-14 anos, avaliadas por meio da baropodometria."

Thevendran, G. & Younger, A. S. (2012). "Examination of the Varus Ankle, Foot, and Tibia".

Viladot, A. (2000). El pie en el deporte. Quince lecciones sobre patologia del pie.

Werd, M. B. and E. L. Knight (2010). Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine, Springer.

Willems, T. et al. (2004). "Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors."

Yaniv, M. et al. (2006). "Prevalence of bowlegs among child and adolescent soccer players."

## **Anexos**

## Anexo I - Carta de pedido de orientação

Exmo. Prof. Doutor José

Carneiro Oliveira Neto

Gandra, 24 de Setembro 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 “Relação da prática do futebol com a pressão plantar”.

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,

---

André Gil Ferreira Ferraz

## Declaração

**José Carneiro Oliveira Neto**, com a categoria profissional de Professor Doutor, declara para os devidos efeitos ser orientador dos trabalhos de mestrado do licenciado **André Gil Ferreira Ferraz**, os quais no domínio das Ciências da Podologia, se orientarão para o estudo de “**Relação do varismo tibial com a pressão plantar na prática do futebol**”, 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 a presente declaração.

Porto, 03 de Outubro de 2012

O orientador

(José Carneiro Oliveira Neto)

## 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 **ANDRÉ GIL FERREIRA FERRAZ**, os quais, no domínio das Ciências da Podologia, se orientarão para o estudo da “**Relação do varismo tibial com a pressão plantar na prática do futebol**” 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, 15 de Janeiro de 2012

A Co-orientadora  
(Janete Filipa Dias Leiras)

## Anexo IV - Apresentação do estudo

### **Apresentação do estudo**

**Título do Projecto:** “Relação do varismo tibial com a pressão plantar na prática do futebol”

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

**Importância do estudo:** este estudo pretende verificar a relação existente entre o varismo tibial e a pressão plantar exercida na prática do futebol. Pretende-se desta forma, adquirir dados que nos indiquem quais os tipos de patologias que podem advir de um elevado grau de varismo tibial, em jogadores de alta competição, e assim ser minimizada a ocorrência de lesões evitando o seu afastamento da competição.

**Objectivo do estudo:** relacionar o varismo tibial e as pressões plantares com a prática do futebol, observando jogadores profissionais de futebol. Definimos como objectivos secundários: (1) verificar a existência de relação entre a posição de campo do jogador com a pressão plantar e o grau de varismo tibial; (2) relacionar a pegada plantar dos respectivos atletas com o varismo tibial.

**Procedimentos:** sendo aprovado o consentimento informado, será realizada uma entrevista semi-estruturada que irá conter várias questões de modo a que sejam recolhidos os dados relativos às variáveis em estudo, tais como, posição em campo, carga de treino, anos de prática desportiva, entre outras.

**Tempo requerido e local de avaliação:** a avaliação requer aproximadamente 10 minutos, e essa avaliação será realizada nos próprios clubes.

**Confidencialidade:** as suas respostas e resultados são **absolutamente confidenciais**, destinando-se apenas a serem utilizadas, **sob anonimato**, no âmbito do projecto de investigação desenvolvido no Mestrado de Podiatria de exercício físico e do Desporto, ministrado pelo Instituto Politécnico de Saúde – Norte.

**Participação voluntária:** têm plena liberdade para aceitar ou recusar a participação 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 do estudo:** André Gil Ferreira Ferraz

## Anexo V- Declaração de consentimento informado

### DECLARAÇÃO

Eu, \_\_\_\_\_,  
aceito participar no estudo, sendo livre de desistir a qualquer momento e declaro que o investigador responsável pelo projecto se dispôs a esclarecer todas as dúvidas que tenham resultado da explicação do mesmo, ou outras que eventualmente tenham surgido.

Assino em sinal de que aceito participar voluntariamente neste projecto de investigação e que recebi uma cópia de apresentação do estudo.

DATA \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

O Investigador

\_\_\_\_\_

O Participante

\_\_\_\_\_

Anexo VI - Grelha de recolha de dados

Relatório nº: \_\_\_\_\_

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

- 1) Idade: \_\_\_\_\_ anos
- 2) Anos de prática: \_\_\_\_\_
- 3) Posição em campo: GR  Defesa  Médio  Avançado
- 4) Pé de remate: Direito  Esquerdo
- 5) Tipo de pé: **Direito**  $\Rightarrow$  Plano  Cavo  Normal   
**Esquerdo**  $\Rightarrow$  Plano  Cavo  Normal
- 6) Posição neutra da SAG: **Direito** \_\_\_\_\_; Inv. \_\_\_\_\_° Ever. \_\_\_\_\_°  
**Esquerdo** \_\_\_\_\_; Inv. \_\_\_\_\_° Ever. \_\_\_\_\_°
- 7) Graus de varismo tibial: **Direito** \_\_\_\_\_; **Esquerdo** \_\_\_\_\_;
- 8) Retropé em carga **Direito**: Neutro  Varo  Valgo  G \_\_\_\_\_°  
**Esquerdo**: Neutro  Varo  Valgo  G \_\_\_\_\_°

Anexo VII - Carta de pedido de autorização às instituições para realização do estudo

Exmo. Senhor Director do  
Departamento de Futebol  
Profissional do Clube Desportivo  
de Tondela

Gandra, 3 de Janeiro de 2013

Assunto: Pedido de colaboração

Eu, André Gil Ferreira Ferraz, aluno do 2º ano do Mestrado de Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, a decorrer 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 “A relação do varismo tibial com a pressão plantar na prática do futebol”.

No sentido de dar cumprimento ao estudo, venho solicitar a colaboração para a recolha de dados na modalidade de futebol do Clube Desportivo de Tondela, 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 investigador

---

(André Gil Ferreira Ferraz)

Exmo. Senhor Director do  
Departamento de Futebol  
Profissional do Sporting Clube  
de Braga

Gandra, 3 de Janeiro de 2013

Assunto: Pedido de colaboração

Eu, André Gil Ferreira Ferraz, aluno do 2º ano do Mestrado de Podiatria do Exercício Físico e do Desporto, a decorrer 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 “A relação do varismo tibial com a pressão plantar na prática do futebol”.

No sentido de dar cumprimento ao estudo, venho solicitar a colaboração para a recolha de dados no escalão júnior da modalidade de futebol do Clube Desportivo de Tondela, 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 investigador

---

(André Gil Ferreira Ferraz)