



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**

**ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

# **Análise da influência da aplicação de Kinesio Tape na ativação muscular durante um passe de futsal**

Sérgio Miguel Loureiro Nuno

Orientador: Mestre Pedro Rebelo

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Co-Orientador: Mestre Tiago Atalaia

Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa

Mestrado em Fisioterapia

Lisboa, 2012



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**

**ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

# **Análise da influência da aplicação de Kinesio Tape na ativação muscular durante um passe de futsal**

Sérgio Miguel Loureiro Nuno

Orientador: Mestre Pedro Rebelo

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Co-Orientador: Mestre Tiago Atalaia

Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa

Júri: Prof<sup>ª</sup>. Doutora Isabel Coutinho

Prof. Doutor Raúl Oliveira

Prof. Doutor João Abrantes

Mestrado em Fisioterapia

(esta versão incluiu as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2012

## Agradecimentos

A força e o verdadeiro sentido das palavras e atos estão no momento em que são ditos e feitos. Com este trabalho, mais uma vez o pude comprovar. Para todos aqueles que me ajudaram na luta por este objetivo e que tornaram possível a sua realização, vou deixar uma palavra de agradecimento.

Reconheço o papel importante dos meus orientadores. Por um lado, o professor Pedro Rebelo incentivou e auxiliou de uma forma sempre ponderada e constante a evolução do desenvolvimento da dissertação. Ao longo do desta também disponibilizou recursos para o estudo, mostrando-se sempre disposto a ajudar.

O professor Tiago Atalaia, já tinha sido meu orientador no trabalho final de licenciatura e nessa altura, percebi que a sua orientação no mestrado seria imprescindível. A disponibilidade, ajuda na recolha de dados eletromiográficos, flexibilidade de horários e apreciação crítica ao longo do trabalho foi sempre benéfica, pelo que agradeço o seu contributo para o meu crescimento profissional e pessoal.

A minha gratidão vai também para o João Vaz, pelo papel fundamental que teve como colaborador. O seu apoio na recolha e processamento dos dados eletromiográficos foi fundamental para a conclusão do trabalho na data prevista. As rotinas para o processamento de dados a efectuar pelo MATLAB<sup>®</sup> *software*, ficaram a seu cargo.

A professora Elisabete Carolino auxiliou em todo o processamento estatístico e na evolução da forma como foram apresentados os dados.

Para a Sónia Quintão, um obrigado também pelo célere apoio em todas as dúvidas que foram aparecendo e pela rápida capacidade que teve a resolvê-las.

À Secção de Futsal do clube de Futebol “Os Belenenses” pela abertura à realização deste trabalho. Como adepto ou profissional, vou desejar sempre vitórias para este clube.

A todos os atletas que participaram no estudo a minha palavra de consideração e de agradecimento. Para além de serem excelentes jogadores, que atuam ao mais alto nível, comprovaram também que o desporto é de facto uma escola de virtudes, por toda a recetividade que tiveram com este trabalho.

Pela disponibilização do material e prontidão de resposta, agradeço também à PLUX *Wireless Biosignals*, mais propriamente ao Hugo Gamboa e Joana Sousa.

Uma palavra especial também para todos os meus amigos que fizeram e certamente vão fazer no futuro, parte do meu processo de formação e crescimento pessoal. Aqui incluo o meu eterno grupo de amigos de Aveiro, o melhor grupo que podia ter tido em Lisboa (enumerando por ordem alfabética: Ana Antunes, Ricardo

Barbosa e Rita Carrasqueira) e tantos outros que me ajudaram neste novo percurso acadêmico (não menos importantes dos que têm o nome assinalado).

É já da praxe, deixar o mais importante para o fim e pretendo nesta situação não fugir à regra.

Aos meus mais que tudo: mãe, pai, avó e avô...

São a minha maior força! O meu amor e gratidão são inexplicáveis neste pequeno texto de agradecimento. Apesar da ausência forçada pelo trabalho, estou sempre a pensar em vocês. Obrigado pelo apoio incondicional.

## **Relato contado pelo atleta Nuno Silva (Drula)**

Quando a minha carreira de futsal se aproxima do fim, se fizer uma análise dos mais de 20 anos que levo como jogador, há um factor que esteve sempre presente e que muitas vezes define o rumo que segues: a valia humana, o espírito de grupo e a cooperação entre todos. Só assim há vitórias, só assim se conseguem resultados.

Considero que o segredo da longevidade acaba por ser o gosto de vir para o treino, o gosto de partilhar o balneário e o gosto de aprender com todos os que fazem parte da equipa. Tudo isso me motivou.

Lembro-me de um estágio de equipa há uns anos, que foi num convento. Sem televisão, sem internet, com poucas comunicações com o exterior e com muitos quilómetros de distância dos estímulos que descentralizavam o objetivo pelo qual estávamos lá. Alheios ao que se passava lá fora, fomos criando rapidamente e sem sermos obrigados a isso, uma enorme união.

Todos nós já experimentámos e sentimos o nosso grande “momento”. A do nosso grupo esse ano começou aí. Tem de fazer parte de cada um tentar criar o grande momento todos os dias, para no final, haver uma história para contar com grandes momentos. Com força, alegria, paixão, postura, orgulho no que fazemos, ambição, humildade e força de vencer e querer mais. Assim foi comigo. Assim o deverá ser com todos.

Porque esta história é transversal a todos, aqui fica uma citação de um senhor da tecnologia:

“Cada sonho que deixas para trás,  
é um pedaço do teu futuro que deixa de existir”

*Steve Jobs*

**Introdução:** O futsal é uma modalidade desportiva exigente. A componente muscular tem de estar preparada para um melhor desempenho em tarefas motoras, pelo que a aplicação de banda de *Kinesio Taping* surge como uma vertente de intervenção a considerar.

**Objectivos:** Analisar o efeito das bandas de *Kinesio Tape* na ativação e amplitude muscular do longo peroneal e tibial anterior na execução de um passe realizado por atletas de futsal.

**Metodologia:** Foram estudados 40 passes por cada situação definida (sem banda de *Kinesio Taping* e com banda para o tibial anterior e longo peroneal, aplicadas em separado) perfazendo um total de 120 comportamentos distintos. O gesto técnico foi realizado por atletas sem historial de lesão. O vídeo foi apenas analisado no sentido de se obter o instante inicial do contacto no solo e o contacto com a bola. Após avaliação do sinal eletromiográfico, registado pelo sistema de electromiografia de superfície bioPLUX<sup>®</sup>, foram estudados os dois picos presentes por se ter verificado um padrão.

**Resultados:** Verificaram-se diferenças entre as três situações em estudo. A banda de *Kinesio Taping* não se revelou eficaz na antecipação e aumento de ativação muscular nas condições definidas no estudo.

**Discussão e conclusões:** A individualidade de cada comportamento técnico foi estudada e não se registaram melhorias na ativação muscular e tempo de resposta muscular. Pela ausência de história anterior de lesão e pelo gesto técnico proposto, o estímulo das bandas de *Kinesio Taping* pode não ter sido suficiente para produzir alterações nessas variáveis.

**Palavras-chave:** *Kinesio Taping*, eletromiografia, ativação muscular, futsal, passe.

**Introduction:** Futsal is a demanding sport. The muscular component has to be prepared for a better performance in motor tasks, making the Kinesio Taping band an aspect of intervention to be considered.

**Objectives:** To analyze the effects of Kinesio Tape bands in the activation and muscular amplitude of the peroneal muscle and the tibialis anterior muscle in the execution of a pass.

**Methodology:** Forty passes were studied for each defined situation (without the Kinesio Taping band and with the band for the tibialis anterior muscle and peroneal muscle, applied in separate) making a total of 120 distinctive behaviours. The technical gesture was produced by athletes without any injury background. The video was only analyzed in the sense of obtaining the initial moment of contact with the ground and contact with the ball. After evaluating the electromyographic signal, recorded by bioPLUX® surface electromyography system, the two present peaks were studied on account of a pattern emerging.

**Results:** There were differences noted between the three situations under study. The Kinesio Taping band turned out not to be effective in the anticipation and augment of muscular activation under the conditions defined in the study.

**Discussion and Conclusions:** The individuality of each technical behaviour was studied and no improvements were recorded in the muscular activation and muscular response time. By the absence of a prior injury history and by the proposed technical gesture, the Kinesio Taping band stimulus may not have been sufficient to produce changes in those variables.

**Key-Words:** Kinesio Taping, electromyography, muscle activation, indoor soccer, pass.

Resumo .....	iv
Abstract .....	v
Índice de tabelas.....	viii
Índice de figuras .....	ix
Lista de abreviaturas.....	x
1. Introdução.....	1
1.1 Justificação do estudo .....	2
2. Enquadramento teórico.....	3
2.1 O método de <i>Kinesio Taping</i> .....	3
2.1.1 Efeitos e princípios fisiológicos do método <i>Kinesio Taping</i> .....	3
2.1.2 Propriedades e características das bandas.....	4
2.1.3 Princípios de aplicação das bandas de <i>Kinesio Tape</i> .....	5
2.1.4 Análise da evidência científica .....	5
2.2 Futsal .....	7
2.2.1 Incidência de lesões no futsal .....	8
2.2.2 Fatores de risco de lesão.....	9
2.3 Princípios de prevenção de lesão em desporto .....	10
2.4 Ativação e amplitude muscular dos estabilizadores do tornozelo: implicações para o controlo de estabilidade articular .....	11
2.4.1 Componente muscular em estudo .....	13
2.5 Eletromiografia .....	14
3. Metodologia .....	17
3.1 Objetivo geral .....	17
3.2 Objetivos específicos.....	17
3.3 Hipóteses .....	17
3.4 Tipo de estudo.....	18
3.5 População em estudo.....	18

3.5.1 Critérios de inclusão .....	18
3.5.2 Critérios de exclusão .....	19
3.6 Procedimentos .....	19
4. Resultados.....	31
4.1 Normalidade .....	32
4.2 Análise descritiva .....	32
4.3 Comparação entre as situações .....	36
4.4 Correlações .....	39
4.4.1 Tibial anterior e longo peroneal sem banda .....	39
4.4.2 Tibial anterior e longo peroneal com banda de <i>Kinesio Taping</i> para o tibial anterior .....	40
4.4.3 Tibial anterior e longo peroneal com banda de <i>Kinesio Taping</i> para o longo peroneal .....	41
4.5 Considerações finais do capítulo de resultados.....	42
5. Discussão .....	43
6. Conclusão.....	47
6.1 Sugestão de estudos futuros .....	47
7. Referências bibliográficas .....	49
8. Anexos.....	53
8.1 Anexo 1 – Carta para autorização do estudo.....	54
8.2 Anexo 2 – Termo de consentimento informado à direção do clube.....	56
8.3 Anexo 3 – Termo de consentimento informado aos atletas .....	58
8.4 Anexo 4 – Folha de registo.....	60
8.5 Anexo 5 - Procedimento geral da recolha de dados .....	62
8.6 Anexo 6 – Rotinas MATLAB para processamento de dados .....	64

## Índice de tabelas

---

Tabela 3.1 – Caracterização da amostra .....	18
Tabela 4.1 – Normalidade das dimensões em estudo.....	32
Tabela 4.2 – Análise descritiva na situação sem banda.....	33
Tabela 4.3 – Análise descritiva na situação com banda para o tibial anterior.....	34
Tabela 4.4 – Análise descritiva na situação com banda para o longo peroneal.....	35
Tabela 4.5 – Diferenças entre as 3 situações .....	36
Tabela 4.6 – Correlações entre as relações existente entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação sem banda .....	39
Tabela 4.7 – Correlações entre as relações existente entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação com banda para o tibial anterior .....	40
Tabela 4.8 – Correlações entre as relações existente entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação com banda para o longo peroneal.....	41

## Índice de figuras

---

Figura 2.1 - Sistema de registo eletromiográfico de superfície da PLUX.....	16
Figura 3.1 - Referência para a localização dos elétrodos para o tibial anterior .....	21
Figura 3.2 - Referência para a localização dos elétrodos para o longo peroneal .....	21
Figura 3.3 - Posição de teste muscular para o tibial anterior.....	22
Figura 3.4 - Posição de teste muscular para o longo peroneal.....	22
Figura 3.5 - Corte na banda de Kinesio Tape para inserir a superfície do elétrodo .....	23
Figura 3.6 a) e b) - Posição de referência para o atleta que recebe a bola e para a realização do passe.....	24
Figura 3.7 - Banda de Kinesio Taping aplicada no tibial anterior.....	24
Figura 3.8 - Banda de Kinesio Taping aplicada no longo peroneal.....	25
Figura 3.9 - Localização do dispositivo PLUX e fixação dos sensores eletromiográficos .....	25
Figura 3.10 - Vista lateral e posterior do passe.....	26
Figura 3.11 - Representação gráfica tipo da atividade elétrica do tibial anterior até ao impacto com a bola .....	29
Figura 3.12 - Representação gráfica tipo da atividade elétrica do longo peroneal até ao impacto com a bola .....	29
Figura 4.1 - Gráfico 1 - Médias das ordens resultante das comparações múltiplas para o primeiro pico máximo do tibial anterior.....	38
Figura 4.2 - Gráfico 2 - Médias das ordens resultante das comparações múltiplas para o instante máximo do segundo pico do tibial anterior.....	38
Figura 4.3 – Gráfico 3 - Médias das ordens resultante das comparações múltiplas para a média da fase 1 para o tibial anterior .....	38

## Lista de abreviaturas

DP – Desvio padrão

IMPP – Instante máximo do primeiro pico

IMSP – Instante máximo do segundo pico

LP – Longo peroneal

M – Média

Max – Máximo

MF1 – Média da fase 1

MF2 – Média da fase 2

Min – Mínimo

PPM – Primeiro pico máximo

SPM – Segundo pico máximo

TA – Tibial anterior

TAEPP – Tempo de atividade elétrica do primeiro pico

TAESP – Tempo de atividade elétrica do segundo pico

## 1. Introdução

---

O desporto atualmente não é apenas uma forma de recreação ou de paixão. É exigido cada vez mais aos atletas um desempenho aperfeiçoado, sendo que a subsistência para muitos deles está dependente da sua prestação em campo. Nesta medida, o risco de desencadear uma lesão no sistema músculo-esquelético aumenta, sendo desta forma necessário aos profissionais de saúde no desporto adotar medidas preventivas (Kubacki, Nalazek, Trela & Zukow, 2011).

No Futsal é exigido um grande dinamismo, sendo esta a principal característica da modalidade (Dantas & Silva, 2007). Um mau alinhamento do pé pode afetar negativamente a sua mobilidade, o que pode reduzir a habilidade do membro inferior de funcionar ao melhor nível numa postura de suporte de peso (Eckburg, 2008).

Qualquer mudança patológica na estrutura ou no movimento do pé ou do tornozelo, pode ter um profundo impacto nas suas funções de choque-absorção, propulsiva e estabilizadora (Norkin, 2003).

A capacidade de controlo de uma tarefa motora resulta da capacidade sistémica do nosso organismo conseguir estabilizar, seja através do controlo da estabilidade articular dinâmica, seja através do controlo de ações quasi-estáticas (Atalaia & Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2010).

Devido às suas propriedades elásticas, a capacidade das bandas de *Kinesio Tape* para melhorar a estabilidade funcional do tornozelo baseia-se nos seus supostos efeitos de proprioceção e ativação muscular em vez do suporte mecânico (Briem, Eythorsdottir, Magnusdottir, Palmarrsson, Runarsdottir & Sveinsson, 2011).

O objetivo do presente estudo consiste em avaliar o efeito do *Kinesio Tape* na ativação e amplitude muscular do longo peroneal e tibial anterior durante a execução de um gesto característico da modalidade, nomeadamente o passe. Através de eletromiografia de superfície bioPLUX<sup>®</sup> *Research device* 2010 (PLUX, Lisboa, Portugal) vai ser analisada a atividade dos músculos longo peroneal e tibial anterior, em três condições diferentes: sem banda, com banda de estimulação de *Kinesio Tape* para o longo peroneal e para o tibial anterior, aplicadas em separado, em atletas de futsal sem historial prévio de lesão.

Para a realização deste estudo foi pressuposto que os atletas que o integraram, possuíam um nível idêntico de atividade física diária e de estilo de vida, já que pertencem à mesma equipa e regem-se pelas mesmas condutas que são determinadas no início de época. Considerou-se também que o período de adaptação às situações de avaliação e intervenção foi suficiente para que os atletas se familiarizassem com todos os procedimentos solicitados.

## 1.1 Justificação do estudo

O movimento do tornozelo pode aumentar o contacto entre o pé e a bola quer pelo aumento do movimento de flexão plantar quer pela variação médio-lateral, facilitando os ajustes necessários no processo de passe ou remate (Barbieri, Gobbi, Santiago & Cunha, 2010).

Quando a articulação do tornozelo é colocada sob *stress*, são os músculos peroneais os responsáveis pela resposta ao movimento excessivo, de forma a não ultrapassar a capacidade de resistência ao nível estrutural e funcional. Assim sendo, se o tempo de resposta dos músculos for diminuído, mais rapidamente estes reagem a movimentos súbitos de inversão excessiva, podendo assim prevenir-se o ocorrer de uma lesão (Dias, Correia, Esteves & Fernandes, 2011).

Tem sido proposto que a resposta reflexa do músculo longo peroneal não será rápida o suficiente para evitar um mecanismo de lesão em inversão súbita (Dubin, Comeau, McClelland, Dubin & Ferrel, 2011).

A diminuição da atividade do longo peroneal no momento pré-contacto ao solo deixa a articulação do tornozelo numa posição vulnerável e qualquer antecipação de contacto ao solo, pode originar um maior risco de lesão (Reis & Oliveira, 2012).

No entanto, a componente proprioceptiva pode estimular o reflexo do longo peroneal e do tibial anterior no sentido de promover uma correção biomecânica do pé antes do contacto inicial com o solo (Dubin *et al.*, 2011).

Num estudo que analisou a biomecânica de um evento incitador da entorse do tornozelo, apesar de uma maior amplitude articular em flexão plantar, a atividade do músculo tibial anterior, é percentualmente mais elevada nos sujeitos que nunca sofreram entorse do tornozelo. Este facto poderá revelar uma maior preparação para o ataque ao solo, de forma a melhor dissipar os efeitos do impacto (Castro, 2005).

Neste sentido, estratégias adequadas de recrutamento neuromuscular são essenciais para a prevenção de lesões.

Na literatura disponível consultada não foram encontrados estudos em que tenha sido aplicado a banda de *Kinesio Tape* na realização de uma tarefa motora específica, neste caso desportiva.

Para a análise da amplitude e ativação muscular na realização de tarefas motoras frequentes de uma modalidade desportiva, conforme o âmbito em que se insere o presente estudo, pensa-se ser importante perceber se a aplicação de um método de intervenção utilizado por fisioterapeutas, o método de *Kinesio Taping*, perspetivando futuros estudos, pode ser incluído num programa de prevenção de lesões.

## 2. Enquadramento teórico

---

### 2.1 O método de *Kinesio Taping*

O método de *Kinesio Taping* foi introduzido por Kenzo Kase em 1980, através de um novo tipo de *tape* elástico denominado *Kinesio Tape*. Tem sido comumente utilizado em casos desportivos e tem vindo a tornar-se também uma opção de tratamento adjuvante em casos neurológicos (Kase, Wallis & Kase, 2003; Briem *et al.*, 2011; Kaya, Zinnuroglu & Tugcu, 2011).

A sua popularidade como componente da prática clínica dos fisioterapeutas tem aumentado, pese embora a sua eficácia não tenha sido ainda extensivamente estudada (Briem *et al.*, 2011).

Baseia-se no processo natural de recuperação do corpo, sendo capaz de fornecer estabilidade aos músculos e articulações sem restrição da amplitude de movimento (Kinesio Taping Association International, 2007).

Foi desenvolvida através da hipótese de que os tecidos moles, tais como fáscias, ligamentos, tendões e músculos poderiam ser protegidos por um contacto externo. Ao contrário de outro tipo de técnicas, não restringe o movimento articular, favorecendo assim o processo terapêutico (Kase *et al.*, 2003). Consiste na aplicação de uma banda adesiva no trajeto do músculo, que serve de estímulo para ativação muscular (Fu *et al.*, 2008).

#### 2.1.1 Efeitos e princípios fisiológicos do método *Kinesio Taping*

Têm sido descritos diversos efeitos das bandas de *Kinesio Tape*, nomeadamente: melhoria do funcionamento muscular através da regulação do tónus muscular, melhoria da circulação sanguínea, drenagem linfática e alívio da dor, sendo que sobre as articulações tem a capacidade de estimulação da propriocepção, correção do movimento e aumento da estabilidade (Coutinho & Vasconcelos, 2009).

No que diz respeito ao primeiro efeito relatado, a banda é apresentada como tendo a capacidade de suporte de um músculo ou grupo muscular durante um movimento ou uma atividade motora (Hammer, 2006). As estruturas do sistema músculo-esquelético necessitam de movimento para transmitir tensão às estruturas de uma articulação. Esta ideia está na origem das bandas e na sua aplicação com objetivo de drenagem linfática, uma vez que leva a uma redução da pressão e irritação

dos recetores neurais e sensoriais, melhorando assim a circulação sanguínea e linfática (Aixàs, 2010).

Para o alívio da dor, o método de *Kinesio Taping* baseou-se num componente teórico: teoria do *Gate Control*. Há uma modelação dos impulsos aferentes e permite assim regular os mecanismos dolorosos, através de uma ativação do sistema de inibição (Thelen, Dauber & Stoneman, 2008).

Relativamente à estimulação da proprioceção é proposto que os mecanorreceptores cutâneos são estimulados pelo *Kinesio Tape*, havendo uma melhoria da informação sobre o movimento e posição articular (Riemann & Lephart, 2002, citado por Basset, Lingman & Ellis, 2010). Por sua vez, os resultados indicam que a utilização de *Kinesio Tape* numa articulação distal pode alterar o movimento articular proximal em indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo, havendo desta forma correção e melhoria da qualidade do movimento (Motte, Arnold, Ross & Pidcoe, 2009).

### 2.1.2 Propriedades e características das bandas

As bandas de *Kinesio Tape* têm uma textura e elasticidade semelhantes às do tecido humano. Foi sugerido pelo autor do método que era mais efetivo aplicar a banda na orientação do músculo com o objetivo de atingir uma correção articular (Kinesio Taping Association International, 2007).

Caracterizam-se como uma banda fina porosa, sem odor, resistente à água, pode ser alongada aproximadamente a 120-140% do tamanho original e não contém quaisquer substâncias químicas ou medicinais. Estas características permitem que este material seja praticamente impercetível à pele humana. A sua utilização durante 3 a 5 dias é proposta para dar continuidade ao tratamento 24 horas por dia (Kinesio Taping Association International, 2007; Fu *et al.*, 2008; Kumbrink, 2012).

As bandas originais são utilizadas em quatro cores (vermelho, azul, bege e preto), mas não há diferenças na estrutura e propriedades das fitas. A cor vermelha é mais utilizada para a ativação e estimulação, enquanto que a cor azul é proposta para intervenção com o objetivo de relaxamento muscular. O bege e preto são classificadas como neutras. Este tipo de efeitos são considerados na escolha da banda a aplicar. É proposto aos profissionais que utilizem o método para não ignorarem o efeito da cor. No entanto, em primeiro lugar está a técnica de aplicação, sendo que a cor escolhida apenas se apresenta como um aspeto positivo complementar (Kumbrink, 2012).

### 2.1.3 Princípios de aplicação das bandas de *Kinesio Tape*

A banda é aplicada sobre a área pretendida com os músculos em posição de alongamento máximo. A sua aplicação é feita ao longo do músculo. Para a função de suporte e estimulação, a banda é aplicada da origem à inserção do músculo. Pelo contrário, se o objetivo é a tonificação do músculo, esta deve ser aplicada no sentido da inserção à origem do músculo (Coutinho & Vasconcelos, 2010; Kinesio Taping Association International, 2007).

É necessário a remoção dos pêlos e limpeza da pele, para a banda aderir melhor à pele. Por outro lado, é necessário verificar a existência de lesões cutâneas antes da sua aplicação. Após a colocação da banda, deve-se friccionar a banda para a ativar (Kinesio Taping Association International, 2007).

A aplicação da banda no músculo é feita com 10% de alongamento, sendo as formas mais utilizadas de *Kinesio Taping* em forma de I ou Y (Kumbrink, 2012).

Apresenta diferentes tipos de técnicas de aplicação, entre elas estão: técnica de ativação muscular através da regulação do tônus e a técnica de correção articular que irá realizar um alinhamento articular permitindo assim um eixo de movimento mais funcional. A sua utilização tem o intuito de aumentar o recrutamento muscular e aumentar a estabilidade articular, o que por conseguinte dificultará o mecanismo de lesão (Sijmonsma *et al.*, 2007).

### 2.1.4 Análise da evidência científica

O método de *Kinesio Taping* tem sido cada vez mais utilizado em diversas áreas de atuação da Fisioterapia, no entanto nesta altura não se tem verificado uma análise científica específica e os supostos benefícios fisiológicos das bandas de *Kinesio Taping* estão ainda a ser analisados e explorados (Basset, Lingman & Ellis, 2010).

A utilização generalizada de *Kinesio Taping* em atletas internacionais contribuiu para a grande popularidade no desporto. É sugerido que o *Kinesio Taping* é mais eficaz em combinação com atividade física, pelo que os benefícios podem ser mais visíveis em combinação com exercícios adequados ou gestos técnicos específicos de cada modalidade (Kubacki, Nalazek, Trela & Zukow, 2011).

O papel do *Kinesio Taping* no estudo de Briem *et al.*, (2011) para a prevenção de entorses em inversão do tornozelo através dos efeitos na ativação muscular do longo peroneal não foi sustentada. No entanto, é reconhecido pelos mesmos autores

que os resultados apenas refletem o nível de ativação como uma porcentagem da atividade do máximo de contrações isométricas voluntárias e não representa o *output* muscular no que diz respeito à força atual, que não foi medida durante a realização do estudo.

Os estudos efetuados sobre os efeitos do *Kinesio Taping* na atividade muscular têm sido pouco consistentes e não há uma conjectura que indique a sua influência em atletas jovens (Chen, Tsung, Szu & Fong, 2011).

Nesta medida, a evidência sobre os benefícios da aplicação de *Kinesio Taping* para promover um estímulo e a atividade muscular, ainda não é em número suficiente estudada e sustentada. Foi relatado um aumento na atividade eletromiográfica do vasto interno em indivíduos ativos e saudáveis, após 24 horas de utilização (Slupik, Dwornik, Bialoszewski & Zych, 2007). Contudo, nem todos os estudos relataram efeitos benéficos para o *Kinesio Tape* nesta componente (Briem *et al.*, 2011; Fu *et al.*, 2008).

Existem estudos em que se verificam resultados benéficos, como se verifica na análise de Chen, Hong e Huang (2006), em que foi relatado que o início da atividade do vasto interno oblíquo, em indivíduos com diagnóstico de síndrome de dor patelofemural, ocorreu mais cedo com a aplicação do *Kinesio Tape* comparado com o outro grupo sem aplicação de *Kinesio Tape*. O *input* tátil criado através da banda pode ser forte o suficiente para modelar a força muscular.

Por outro lado, as bandas de *Kinesio Tape* parecem facilitar o movimento livre de dor. Embora alguns estudos não consigam demonstrar efeitos benéficos para as bandas, é relatado que estas podem proporcionar um efeito na fáscia que facilita o movimento livre de dor (O'Sullivan & Bird, 2011).

Noutro estudo, as bandas de *Kinesio Taping* tiveram resultados benéficos no tratamento do desalinhamento da rótula. O estudo suporta a sua utilização para promover a diminuição de dor, aumentar a atividade do quadríceps e estabilidade do joelho durante atividades funcionais (Osterhues, 2004).

No estudo de Yoshida e Kahanov (2011) o efeito do *Kinesio Tape* com um padrão em Y para melhorar o movimento ativo de flexão do tronco foi benéfico. É sugerido que a utilização deste método é indicado para o tratamento dos músculos lombares e para promover o processo de cicatrização dos tecidos, bem como para melhorar a amplitude de movimento.

No que diz respeito à propriocepção, os resultados têm sido também insuficientes no sentido de se caracterizar os efeitos benéficos da aplicação de *Kinesio Tape* para este propósito. No estudo de Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn & Jeff (2004), foram avaliados os efeitos do *Kinesio Taping* na sensação de posição articular

do tornozelo nos movimentos de flexão plantar com inversão. Foi concluído que a aplicação de *Kinesio Taping* durante a avaliação parece não melhorar a sensação de posição articular em indivíduos saudáveis.

Pelo referido, estudos que incluam indivíduos de uma mesma atividade e género serão importantes, pois esta é uma limitação aos estudos já efetuados e permite uma maior fidedignidade dos resultados. Nos estudos abordados na presente análise, as bandas de *Kinesio Tape* nunca foram utilizadas da mesma forma, dependendo assim do objetivo dos autores, nem a avaliação foi igual em termos temporais.

## **2.2 Futsal**

Em Portugal, a modalidade tem assumido cada vez mais importância, revelada pelo aumento do número de praticantes e pelo destaque dado pelos meios de comunicação social, com transmissões televisivas em direto (Reis, 2011).

O futsal é um jogo disputado entre duas equipas com 5 jogadores, 1 guarda-redes e 4 jogadores de campo. Cada equipa pode ter 7 substitutos, 6 jogadores de campo e 1 guarda-redes, sem qualquer limite no número de substituições a realizar durante um jogo oficial. O campo de jogo pode variar entre os 38 e 42 metros no seu comprimento, enquanto a largura entre os 18 e os 25 metros, com balizas de 2 metros de altura e 3 metros de largura. O jogo é disputado em 40 minutos com duas partes de 20 minutos cada. O cronómetro pára cada vez que a bola sai do terreno de jogo, quando é assinalada falta, prestada assistência médica ou quando é realizada limpeza de campo. Isto significa que cada partida tem uma duração total que excede em 75% a 85% os 40 minutos inicialmente atribuídos ao jogo (Barbero-Alvarez, Soto, Barbero-Alvarez & Granda-Vera, 2008).

O futsal é a uma modalidade com características intermitentes, de grande esforço físico, em que atividades de alta intensidade constituem uma maior proporção de tempo de jogo que noutra tipo de desportos, como o futebol (Barbero-Alvarez *et al.*, 2008).

Os atletas realizam constantes mudanças de direcção, a cada 3,28 segundos, sendo que da distância total percorrida por jogadores profissionais de futsal, quase 1/4 (22,6%) é feito em alta intensidade e pode em certas ocasiões, ser superior a 1/3 da distância total (Castagna, D' Ottavio, Granda-Vera & Barbero-Alvarez, 2009; Barbero-Alvarez *et al.*, 2008).

Sendo o futsal um desporto que tem uma grande variedade de gestos que são realizados frequentemente (passe, remate, corrida, *sprints*, mudanças de direcção, saltos) tem um que é particularmente mais utilizado no sentido de atingir a baliza adversária, o passe. O desempenho varia consoante o membro dominante ou não dominante é usado, a altura da bola que é pretendida, a posição a que a bola se encontra (estática ou em movimento, pontapé livre ou em jogo) e se o objetivo do deslocamento da bola é para fornecer energia, precisão ou possibilidade de desmarcação de um companheiro de equipa. A bola chutada enquanto se move perto do chão é o tipo mais frequente de passe e remate no futsal (Barbieri, Gobbi, Santiago & Cunha, 2010).

Por ser uma modalidade tão exigente é pertinente estudar alguns aspetos do jogo e tentar compreender o respetivo impacto na *performance* desportiva.

### 2.2.1 Incidência de lesões no futsal

O futsal é um desporto de alta intensidade com inúmeras mudanças de direcção. Pelo facto de ser um desporto de contacto e praticado num campo com dimensões restritas, predispõe os atletas a lesões (Barbero-Alvarez *et al.*, 2008).

A frequência de lesões traumáticas varia muito entre desportos. No entanto, desportos de contacto como o futsal tendem a ter maiores taxas de lesões traumáticas. Por outro lado, as síndromes de sobrecarga são cada vez mais comuns no desporto em geral. São geralmente causadas por sobrecarga repetitiva, resultando em lesões microscópicas no sistema músculo-esquelético. Os tecidos podem suportar grande quantidade de cargas, mas há um limite crítico para esta capacidade, que varia entre indivíduos e de acordo com a frequência da carga (Peterson & Renstrom, 2001).

A frequência real da lesão devido ao uso excessivo é desconhecida, mas estima-se que 25 a 50 % dos atletas sofreram uma lesão devido a sobrecarga, sendo mais comuns em atleta com idades entre os 20 e 29 anos. Em adultos, lesões por sobrecarga são mais prevalentes após dois anos de treino regular. Dessas lesões, 80% ocorrem na extremidade inferior do corpo, mais frequentemente no joelho (28%) e tornozelo (21%) (Peterson & Renstrom, 2001).

Por outro lado, no estudo de Dantas e Silva (2007) é referido que as lesões do tornozelo são as mais comuns no desporto e foi verificado neste estudo que 44,4% das lesões desportivas afetaram o tornozelo, seguidas da coxa com 25,9% e do joelho com 18,5% das lesões.

Devido à escassez de estudos sobre lesões no futsal, a FIFA, através do FIFA – *Medical Assessment and Research Center* (F-MARC) começou a mostrar interesse

no estudo das lesões em futsal. Junge e Dvorak (2010) realizaram um estudo sobre a ocorrência e características das lesões existentes durante três campeonatos do mundo de futsal. As lesões mais frequentes ocorreram no joelho (15,8%), coxa (13,9%) e tornozelo (12,1%). De ressaltar que 37% das lesões ocorreram sem contacto com outro jogador. Esta situação é explicada pelas características do jogo, ou seja, múltiplos *sprints* com frequentes mudanças de direcção. No entanto, o próprio F-MARC refere que são necessários mais estudos epidemiológicos que permitam desenvolver programas de prevenção de lesões específicos para a modalidade.

Uma análise do risco de lesão no futebol indicou que o gesto técnico de pontapear a bola representou 51% das acções potenciais causadoras de lesão (Brophy, Backus, Pansy, Lyman & Williams, 2007). Relacionando o futebol e o futsal, a localização e tipo de lesão são semelhantes, mas o mecanismo de lesão é ligeiramente diferente devido à natureza de cada uma das modalidades (Jung, *et al.*, 2004, citado por Lopes, 2008).

A vulnerabilidade de lesões no tornozelo no futsal é maior devido ao facto de haver permanente contacto com a bola. O risco de lesão acresce sempre que o atleta realiza um drible, remate ou tentativa de tirar a bola a um adversário. Além disso, as lesões ocorrem frequentemente após a recepção ao solo. Uma técnica incorreta de recepção ao solo ou contacto com um jogador aquando do salto, favorece o mecanismo de lesão do tornozelo (Wong & Hong, 2005).

A taxa relativamente alta de lesão da extremidade inferior, nomeadamente entorse do tornozelo, em todos os desportos motiva uma atenção específica no que diz respeito a medidas preventivas a adoptar (Bahr & Engebretsen, 2009).

### 2.2.2 Fatores de risco de lesão

A identificação dos fatores de risco é feita através da análise cinesiológica da atividade desportiva (componentes anatómicas e mecânicas implicadas), através da avaliação funcional do atleta (análise morfo-funcional do atleta em função do seu estado de desenvolvimento biológico e das necessidades requeridas pela atividade desportiva) e ainda pela análise epidemiológica que procura conhecer como e porque acontecem as lesões (Castro, 2005).

Paralelamente ao que foi referido, os tecidos podem estar mais suscetíveis à lesão por fatores intrínsecos, como o mau alinhamento do membro inferior e desequilíbrios musculares, bem como por fatores extrínsecos, como erros existentes

no treino, um incorreto gesto técnico e equipamento e condições inadequadas para a prática desportiva (Peterson & Renström, 2001).

Existem alguns estudos prospetivos sobre fatores de risco intrínsecos para as entorses do tornozelo, como a laxidão articular, força muscular isocinética, propriocepção, alinhamento anatómico do pé e tornozelo e tempo de reacção muscular. No entanto, as lesões de sobrecarga da perna e a biomecânica do pé são um fator de risco intrínseco importante. Segundo o estudo de Willems, Witvrouw, Delbaere, Cock e Clercq (2005) é sugerido que uma posição imprópria do pé durante a fase de apoio pode ser importante na ocorrência de uma entorse do tornozelo, pela deslocação lateral do centro de pressão.

Uma diminuição da amplitude na flexão dorsal do tornozelo foi associado a um aumento do risco de sofrer uma entorse. A relação entre a diminuição da amplitude de movimento e o risco de lesão pode ter origem na hipertrofia dos gêmeos, que colocam o tornozelo e o pé numa posição de flexão plantar, durante as atividades (Bahr & Engebretsen, 2009).

Os indivíduos que apresentam menor velocidade na corrida, menor resistência cardio-respiratória, menor equilíbrio e coordenação do movimento têm um risco acrescido de ocorrência de entorse no tornozelo. Foram identificados ainda como fatores de risco para esta lesão o sentido de posição para inversão diminuído, a maior amplitude articular de extensão da primeira articulação metatarso-falângica, a menor coordenação no controlo postural, a diminuição de força nos músculos flexores dorsais do tornozelo e a diminuição do tempo de reacção dos músculos tibial anterior e gêmeos (Willems, 2005, citado por Castro, 2005).

Muitos são os estudos dedicados à investigação sobre os mecanismos de lesão, porém são extremamente complexos devido às inúmeras metodologias que podem ser adotadas (Krosshaug, Andersen, Olsen, Myklebust & Bahr, 2005).

Independentemente da abordagem utilizada, esta deve ter em conta os fatores de risco intrínsecos e extrínsecos e a forma como estes podem influenciar o risco de lesão (Bahr & Krosshaug, 2005).

### **2.3 Princípios de prevenção de lesão em desporto**

A prevenção de lesões é fundamental para minimizar o risco de lesões. Todas as intervenções devem portanto, focar a redução das lesões a nível dos membros

inferiores e também devem focar a redução de lesões de não contacto e por uso excessivo (Deehan, Bell, McCaskie, 2007, citado por Serfontein, 2009).

A investigação epidemiológica é importante como primeiro passo para o conhecimento sobre as lesões e a posterior criação de medidas de prevenção da lesão desportiva, promoção da saúde e de longevidade do atleta (Castro, 2005).

É fundamental haver um conhecimento da frequência das lesões e mecanismos de lesão para se poder efetuar um plano preventivo mais eficaz (Bahr & Engebretsen, 2009).

Quando o principal objetivo da análise é prevenir a lesão desportiva, torna-se necessário fazer uma abordagem de natureza multifatorial, para que seja possível para além da abordagem biomecânica tradicional da causa da lesão e assim, fazer uma descrição do factor desencadeante da lesão (Bahr & Krosshaug, 2005).

A identificação de influências específicas, como fatores de risco de lesão, devidamente fundamentadas, irá levar a uma tomada de medidas preventivas que se repercutirão na saúde do atleta e na sua longevidade competitiva. O gesto desportivo e a solicitação específica da modalidade condicionam o tipo de lesões ocorridas. Para assegurar a qualidade da prática desportiva é necessário conhecer todos os aspetos que estão em jogo, sejam estes benéficos ou prejudiciais (Castro, 2005).

## **2.4 Ativação e amplitude muscular dos estabilizadores do tornozelo: implicações para o controlo de estabilidade articular**

O sistema músculo-esquelético é responsável pela geração de forças que fazem com que o corpo humano se mova no espaço e também pela restrição de movimentos indesejados, com o objetivo de estabilidade articular adequada à tarefa motora pretendida (Oatis, 2009).

A vertente ativa, dependente da vontade ou da emergência, permite controlar os limites de estabilidade do movimento, antecipar os deslocamentos da inércia dos segmentos, preparar a tarefa, ajustá-la e controlar o seu desempenho (Sahrmann, 2002; Abrantes, 2006).

Uma lesão no tornozelo pode comprometer o controlo neuromuscular, reduzindo assim a capacidade de detetar movimentos no pé e provocar um desequilíbrio nos movimentos musculares antecipatórios em condições dinâmicas (Willems, Witvrouw, Verstuyft, Vaest & De Clercq, 2002).

O controlo neuromuscular refere-se à ativação motora inconsciente que advém durante a preparação e resposta ao movimento articular de forma a manter e restaurar a estabilidade funcional da articulação (Holmes & Delahunt, 2009).

A pré-ativação contribui para a restrição e organização correta do sistema dinâmico nas suas múltiplas capacidades. Ao aumentar os níveis de antecipação da atividade muscular para cargas externas, a rigidez muscular é aumentada. Isto leva a uma maior resistência ao alongamento e desta forma, a uma melhor eficiência mecânica. Se os *deficits* de força muscular não existirem após uma lesão, os *deficits* no mecanismo fisiológico não são facilmente perceptíveis (Voight, Hoogenboom & Prentice, 2007; Miller & Hart, 2008).

A interpretação apropriada da duração e/ou intensidade do esforço pode identificar a eficiência funcional da ação muscular. Assim será possível responder a determinadas questões clínicas (Perry, 2005a). Com a alteração da tensão desenvolvida pelos músculos, o sistema biomecânico consegue manter uma estabilidade com eficiência energética e proteção estrutural. (Abrantes, 2006).

Existem três fatores principais que contribuem para a estabilidade do complexo articular do tornozelo, que são: a congruência das superfícies articulares, quando estas são colocadas em carga; o suporte das estruturas ligamentares estáticas e as unidades músculo-tendinosas, que permitem uma estabilização dinâmica das articulações (Hertel, 2002).

O componente de controlo pode ser avaliado pela maior ou menor atividade muscular dos músculos responsáveis pelos deslocamentos intersegmentares, predispondo o controlo a diferentes níveis de alerta. Este alerta, ou grau de sensibilidade do sistema de controlo, poderá ser quantificado pelo maior ou menor grau de rigidez necessária à estabilidade associada a cada tarefa (Abrantes, 2006).

Neste sentido, a estabilidade articular traduz-se na capacidade do componente ativo articular manter uma determinada posição angular contra a destabilização da rede de forças a actuar nessa mesma articulação (Atalaia & Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2010).

A capacidade para o tornozelo evitar situações onde é forçado ao movimento de inversão, assegurando a estabilidade articular antes da aplicação de uma carga por força compressiva, bem como a aptidão para impedir que situações instáveis progridam para lesão, está dependente da capacidade de uma resposta muscular eficaz (Konradsen, 2002).

Segundo O'Loughlin, Hidgkins & Kennedy (2008), a estabilidade do tornozelo está dependente da capacidade dos estabilizadores dinâmicos e estáticos suportarem a integridade de uma articulação em todas as tarefas. A função está dependente da

aprendizagem de padrões motores que solicitem uma sequenciação muscular eficaz para controlar os momentos de força que são aplicados à articulação.

A contribuição dinâmica provém dos mecanismos de controlo neuromuscular, *feedback* e *feedforward*, sobre os músculos que cruzam as articulações. As características biomecânicas e físicas da articulação, tais como a amplitude de movimento, força e resistência muscular são essenciais para os componentes dinâmicos (Riemann & Lephart, 2002).

#### 2.4.1 Componente muscular em estudo

O músculo longo peroneal é o primeiro músculo a contrair em resposta a uma inversão súbita do tornozelo, sendo desta forma importante no controlo da estabilidade dinâmica do complexo do tornozelo (Hertel, 2002).

A atividade dinâmica dos peroneais pode estar afetada em indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo (Briem *et al.*, 2011). Contudo, apesar da ação dos mecanoreceptores que fornecem informação ao sistema nervoso central, o tempo de reação da musculatura envolvente do tornozelo é, em condições de resposta ótima, aproximadamente de 126 ms enquanto que o tempo do evento causador de lesão é de apenas de 40 ms (Twaddle, 2005, citado por Castro, 2005).

O tibial anterior é mais activo quando executa flexão dorsal e inversão em simultâneo, o que acontece em diversas atividades (Magee, 2006). É o músculo mais superficial e externo dos músculos anteriores da perna bem como o peroneal anterior. Assim, quando o calcanhar toca no solo há uma ação excêntrica do tibial anterior de forma a desacelerar a flexão plantar passiva do tornozelo produzida pelo peso do corpo (Guy, 2002).

No contacto inicial, o músculo tibial anterior está significativamente ativo. A sua intensidade aumenta para 45% do teste muscular manual. Os músculos flexores dorsais terminam a sua ação no final da resposta à carga. Portanto, o padrão típico da ação muscular dorsiflexora é bifásica, sendo as fases de contacto inicial e de resposta à carga os intervalos da intensidade de pico (Perry, 2005b).

Têm vindo a ser estabelecidos programas motores para a marcha e corrida em termos das características do tempo da ativação muscular. Nos dois programas estabelecidos, 4 componentes de ativação (1º, 3º, 4º e 5º) ocorrem relativamente à fase do contacto com o solo e o outro componente (2º) ocorre relativamente à fase de impulsão (Cappellini, Ivanenko, Poppele & Lacquaniti, 2006).

Os peroneais têm a sua ativação ao toque do antepé no solo, sendo que essa fase representa 15% do ciclo de marcha atingindo o pico de intensidade no fim desta mesma fase. O tibial anterior apresenta uma intensidade de 45% da contracção voluntária máxima, diminuindo para 10% quando se dá o contacto total do pé no solo (Perry, 2005b). Apesar do foco do estudo não ser a marcha, esta atividade permite ter acesso a valores mensuráveis sobre a atividade muscular.

Do conjunto de resultados de uma análise biomecânica do membro inferior sobressaem algumas diferenças entre atletas com ocorrência prévia de entorse em relação aos atletas sem história/episódios de entorse, eventualmente facilitadoras do mecanismo de entorse do tornozelo. Foi identificado o diferente comportamento motor da perna dominante em relação à não dominante, tal como se verifica em relação aos dois géneros, que revelam alguns comportamentos motores distintos (Castro, 2005).

Os músculos do membro de suporte são ativados com um padrão diferente em comparação com o membro dominante. Esta informação pode ser útil para investigar o papel de chutar uma bola no risco de lesão, assim como avaliar o impacto de uma lesão específica sobre o retorno de um jogador à atividade desportiva (Brophy, Backus, Pansy, Lyman & Williams, 2007).

## **2.5 Eletromiografia**

O termo eletromiografia explicita, só por si, o fundamento deste método de estudo da actividade neuromuscular. É considerada a representação gráfica da atividade eléctrica do músculo (Correia & Mil-Homens, 2004).

O estudo do comportamento dos músculos proporciona uma compreensão global do movimento. A eletromiografia possibilita esta análise através do registo da atividade mioelétrica. Tal poderá ser efetuado através de eletromiografia de profundidade, em que são colocados elétrodos no interior dos músculos junto das fibras musculares, ou por eletromiografia de superfície, em que os elétrodos são colocados sobre a pele. Esta última tem sido amplamente utilizada, pelo seu carácter não invasivo (Matias & Gamboa, 2005). A diferente forma de recolher o sinal traduz-se em registos eletromiográficos com significado distinto, com utilização em áreas diferentes (Correia & Mil-Homens, 2004).

A electromiografia verifica-se útil na avaliação do estado de contracção muscular, cujo padrão pode ser relacionado ao controlo das cargas mecânicas durante a marcha, pois a intensidade no contacto inicial do pé com o solo, pode conter

respostas relacionadas ao reflexo de estiramento do impacto do calcanhar (Mundermann, Nigg, Humble & Stefanyshyn, 2003).

Por sua vez, a eletromiografia proporciona também um método válido e fidedigno para avaliar o nível de ativação neuromuscular no passe (Brophy *et al.*, 2007), que é o gesto técnico em estudo. O registo eletromiográfico dinâmico, no entanto, não é uma medida direta de força muscular (Perry, 2005a).

A electromiografia tem vindo a ser utilizada na avaliação do controlo neuromuscular, pois permite a determinação do grau de atividade muscular durante tarefas motoras (O'Driscoll & Delahunt, 2011).

Para se efetuar a recolha eletromiográfica, é necessária a colocação de superfícies de deteção nos músculos que se querem avaliar. O modo convencional de colocação das superfícies de deteção assume que os pontos de colocação estão devidamente limpos para permitir uma baixa impedância de contacto com a pele por parte dos sensores de eletromiografia. É colocado um par de superfícies de deteção por músculo sobre o músculo, alinhadas com as fibras musculares. A distância típica da colocação das duas superfícies é de 2 cm. É necessário existir uma superfície de deteção num ponto neutro em termos de atividade muscular, sendo escolhidas zonas sem massa muscular (como o olecrâneo ou apófises espinhosas) ou no caso de não ser possível, uma zona que se saiba ter os músculos inativos (De Luca, 1997).

O projecto SENIAM desenvolveu recomendações para a localização dos sensores em 30 músculos individuais, nomeadamente para os músculos da perna. A localização dos sensores é descrita como um ponto numa linha traçada entre dois pontos anatómicos. Para efetuarem estas recomendações para músculos individuais específicos foi necessário ter em conta algumas considerações gerais, como a localização longitudinal do sensor no músculo, recomenda-se a colocação do sensor no meio da zona motora terminal distal e do tendão distal. Relativamente à localização transversal do sensor no músculo, recomenda-se a colocação do sensor na superfície longe da fronteira com outras subdivisões ou músculos, para que a distância geométrica do músculo a essas subdivisões e a outros músculos seja aumentada (Hermens, et al., 1999; Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000).

Uma vez recolhido o sinal eletromiográfico de interesse, esse poderá ser analisado no que diz respeito a eventos que aconteceram no tempo, por exemplo, os diferentes instantes de activação (*onset* muscular) de um ou mais músculos (análise temporal) ou no que concerne à intensidade relativa de vários músculos num determinado movimento (análise da amplitude), ou ainda, à análise da fadiga muscular e tipo de fibras musculares (análise na frequência) (Matias & Gamboa, 2005).

O estudo do movimento humano está atualmente suportado por tecnologia que permite a aquisição de variáveis físicas que, ao serem digitalizadas e transmitidas para um computador, abre largas possibilidades de processamento deste sinal para extração de informação relevante. Este processamento de sinal pode ser executado numa etapa após a recolha de sinais, ou quando existem algoritmos robustos e rápidos, o processamento pode ser feito em tempo real possibilitando a intervenção em formato de *biofeedback* (Matias & Gamboa, 2005).

A bioPLUX<sup>®</sup> *Research device* 2010 (PLUX, Lisboa, Portugal) é um equipamento que pode servir também para este efeito e que permite também avaliar os níveis e tempos de ativação de contração muscular (Santos & Matias, 2007).

Este sistema é constituído por 8 canais analógicos com 12 bits com uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Os sensores miniaturizados eletromiográficos têm características de baixo ruído que lhes permite serem usados nas condições mais adversas de aquisição. Os elementos de amplificação e de condicionamento do sinal são colocados perto da área de aquisição maximizando o desempenho dos sensores e a qualidade do sinal final. Algumas das aplicações deste sensor incluem a avaliação da fadiga, o acompanhamento das contrações musculares e análise dos instantes de ativação muscular (PLUX, Wireless Biosignals, S.A., 2011).

Para a monitorização da atividade muscular é necessário usar sempre, para além do sensor eletromiográfico, um elétrodo de referência. Este elétrodo recolhe o sinal elétrico de base que existe sempre à superfície da pele e que não é proveniente da atividade muscular (ruído). Este sinal serve de referência a partir da qual é medido o sinal de eletromiografia e deve ser colocado num local de reduzida atividade muscular (PLUX, Wireless Biosignals, S.A., 2011).



Figura 2.1: Sistema de registo eletromiográfico de superfície da PLUX (Fonte: PLUX, Wireless Biosignals S.A., 2011)

## 3. Metodologia

---

Na sequência do que foi descrito no enquadramento teórico, no presente tópico vai ser apresentado os objectivos que nortearam a realização do trabalho, bem como as hipóteses em estudo.

Posteriormente, vai ser descrito a metodologia adotada na realização do estudo em que se esclarece o tipo do estudo, a amostra e os instrumentos utilizados para a recolha de informação. É descrito a tarefa motora solicitada aos atletas em estudo, bem como todos os procedimentos que foram utilizados na recolha e análise dos dados.

### 3.1 Objetivo geral

O presente estudo tem como objetivo verificar a existência de variações do sinal eletromiográfico antes e após a aplicação de bandas de *Kinesio Taping* no tibial anterior e longo peroneal do membro de suporte, durante a execução de um passe em atletas de futsal.

### 3.2 Objetivos específicos

De forma mais específica, pretende-se:

- Analisar a variação do sinal eletromiográfico do gesto seleccionado, nomeadamente nos parâmetros: pico eletromiográfico do tibial anterior e longo peroneal, instante máximo e duração da atividade nas três situações em análise (sem banda, com banda de *Kinesio Taping* para o tibial anterior e para o longo peroneal).
- Verificar a relação entre os dois picos eletromiográficos do tibial anterior e do longo peroneal e o instante máximo.

### 3.3 Hipóteses

H1: A aplicação da banda de *Kinesio Taping* promove um aumento da ativação mioelétrica no músculo seleccionado para a sua aplicação.

H2: A aplicação da banda de *Kinesio Taping* promove a antecipação da ativação mioelétrica no músculo seleccionado para a sua aplicação.

### 3.4 Tipo de estudo

Dados os objetivos e hipóteses definidas, trata-se de um estudo quasi-experimental, descritivo e correlacional.

### 3.5 População em estudo

A população alvo do estudo foram os atletas de futsal do escalão sénior de um clube da região de Lisboa a militar no Campeonato Nacional da 1ª Divisão, sendo a seleção da amostra feita tendo em conta os critérios de inclusão e exclusão. A amostra, de conveniência, foi constituída por 4 indivíduos, sendo que estes assinaram voluntariamente o consentimento informado e estavam de acordo com os critérios de inclusão definidos. A escolha deste grupo de atletas teve por base o facto de corresponderem aos atletas que, no seu escalão competitivo, não têm historial prévio de lesão.

Participaram quatro atletas com idades compreendidas entre os 20 e os 28 anos de idade, com uma altura que varia entre 1,63 e 1,78 cm, com um peso entre 63 a 95 Kg, com um índice de massa corporal entre 21,88 e 29,98 Kg/m<sup>2</sup> e um número de calçado que varia entre o 38 e 44, sendo que cada um realizou por 30 vezes o passe.

A tabela 3.1 apresenta as características dos atletas, identificando os valores mínimos e os máximos, a média e o desvio-padrão.

Tabela 3.1. Caracterização da Amostra

	Min	Max	M	DP
Idade	20	28	24.5	2.96
Altura	1.63	1.78	1.7	.07
Peso	63	95	73	12.81
IMC	21.88	29.98	25.12	3.01
Nº do calçado	38	44	40.25	2.49

#### 3.5.1 Critérios de inclusão

Para constituição da amostra foram considerados como critérios de inclusão: os atletas pertencerem a um clube de futsal que milita no Campeonato Nacional da 1ª Divisão; para todos os jogos oficiais na presente época desportiva (2011/2012), os

atletas estavam clinicamente aptos para jogar; não realizaram qualquer tipo de treino físico nas 24 horas precedentes ao estudo; sem sintomatologia e/ou afeção clínica que influencie a normal funcionalidade do tornozelo e concordância em participar no estudo.

### 3.5.2 Critérios de exclusão

Como critérios de exclusão foram considerados a ocorrência de qualquer tipo de lesão no membro inferior na época desportiva 2011/2012 ou a persistência de sequelas no membro inferior após lesão anterior. Os atletas que tenham feito qualquer esforço físico nas 24 horas anteriores à realização do estudo ou com queixas presentes em qualquer dos membros inferiores ou noutra região anatómica, foram excluídos do presente estudo.

## 3.6 Procedimentos

Os procedimentos adotados para a elaboração deste estudo foram iniciados com uma pesquisa bibliográfica e revisão de literatura sobre o tema que se pretende abordar, no sentido de se avaliar a pertinência do mesmo. Desta forma, o presente estudo teve início com a aprovação do projeto que lhe deu origem em Setembro de 2011. O tema em estudo implicava a criação de condições experimentais que eram inexistentes e a necessidade de mobilizar a amostra em estudo, bem como conhecimentos e equipamentos para realizar o estudo. A investigação nasce da realidade que nos envolve e na procura de uma resposta, encontra-se o foco de estudo que o investigador pretende ver respondido.

Antes do início do estudo foi pedido autorização ao responsável da Secção de Futsal do clube bem como o termo de consentimento informado (anexo 1 e 2, respetivamente). Após ter sido aceite, os atletas de futsal do escalão sénior que preenchiam os critérios de inclusão foram convidados a integrar o estudo.

A análise eletromiográfica do passe em futsal foi efetuada no pavilhão do clube, local onde se deslocaram os atletas que fizeram parte do estudo.

A recolha de dados decorreu durante o dia 21 de Março de 2012, tendo os participantes sido sujeitos a uma avaliação do movimento realizado durante a execução do passe em futsal para um colega de equipa. A realização do estudo implicou a presença dos atletas em apenas um momento.

Após a chegada dos atletas ao pavilhão, foi devidamente exposto os objectivos do estudo, bem como todos os seus procedimentos e desenvolvimento das diversas fases que este comporta. Por outro lado, foi apresentado e entregue um documento de consentimento informado (disponível em anexo 3), que representa uma manifestação expressa da autonomia e vontade do participante em querer fazer parte do estudo proposto. Este foi assinado sem colocação de qualquer entrave pelos atletas que fizeram parte da amostra do estudo.

Foram recolhidos dados identificativos e antropométricos, através de uma ficha previamente estabelecida, presente em anexo 4. Os dados recolhidos foram: idade, altura, peso, índice de massa corporal, membro dominante, posição em jogo e número do calçado. Durante esse processo, verificaram-se os critérios de inclusão e exclusão e foi atribuída uma identificação a cada sujeito para o registo de vídeo. Os atletas vinham já preparados com roupa apropriada (calções e calçado próprio para a modalidade).

A escolha do local de colocação dos elétrodos é determinante para a qualidade e melhor captação do sinal. O procedimento foi usado de acordo com as indicações da SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles).

A colocação dos elétrodos de electromiografia e posicionamento dos sujeitos foi realizado sempre pelo mesmo indivíduo, de forma a garantir a uniformidade de procedimentos. Antes da colocação dos elétrodos, foi feita a preparação da pele através da remoção dos pêlos com lâmina descartável, seguida de limpeza da área com álcool. Após a pele estar seca, procedeu-se à colocação das superfícies de deteção no ventre muscular, paralelos à orientação das fibras musculares. Foram aplicados elétrodos de superfícies bipolares, colocados com uma distância de 2 cm entre elétrodos nos músculos em estudo. Um elétrodo de referência foi colocado sobre a apófise espinhosa da 7<sup>a</sup> vértebra cervical. Em todos os indivíduos, foi respeitado um intervalo de tempo entre a colocação dos elétrodos e o início da recolha, não inferior a cinco minutos.

Para o músculo tibial anterior, o atleta assumiu uma postura de sentado. Os elétrodos devem estar localizados a 1/3 na linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior da tibia, sendo que a orientação deve reger-se por estar na direção da linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior da tibia.

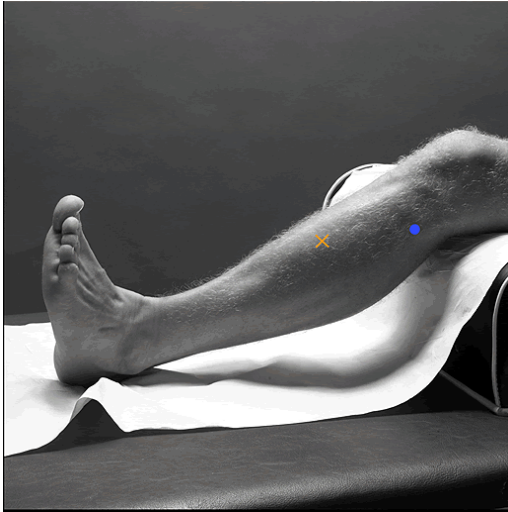


Figura 3.1 - Referência para a localização dos eléctrodos para o tibial anterior (Hermens *et al.*, 1999)

Para o músculo longo peroneal, o atleta deve assumir uma postura de sentado. Os eléctrodos devem ser colocados na região anterior do tendão do músculo a menos de 25% da linha média a partir do maléolo externo à cabeça do peróneo. A orientação dos eléctrodos devem estar na direção da linha a partir do maléolo externo à cabeça do peróneo.

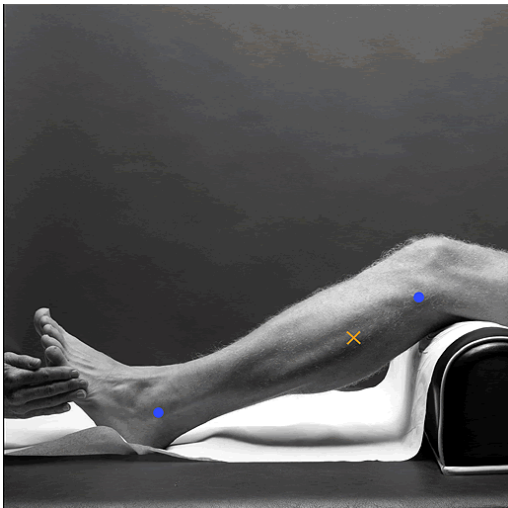


Figura 3.2 – Referência para a localização dos eléctrodos para o longo peroneal (Hermens *et al.*, 1999)

Os sinais de eletromiografia dos músculos tibial anterior e longo peroneal foram recolhidos com eléctrodos ativos (PLUX, Lisboa, Portugal) e equipamento de telemetria bioPLUX® *Research device* 2010 (PLUX, Lisboa, Portugal), com conectividade *wireless*, via Bluetooth, disponibilizado pela PLUX – *Wireless Biosignals*.

Para detetar a atividade muscular utilizaram-se eléctrodos com configuração com uma distância de 2 cm. Foi estudado e testado o instrumento antes da recolha de dados no sentido de averiguar que as condições estavam todas criadas.

O procedimento descrito foi feito antes da determinação da contracção isométrica voluntária máxima dos músculos em análise. Este aspeto prende-se com a necessidade de se proceder na análise quantitativa, à normalização dos resultados, permitindo deste modo a comparação entre as porções musculares estudadas (Correia & Mil-Homens, 2004).

As conexões foram cuidadosamente colocadas na caixa de ligação dos cabos de recolha de sinais, para evitar enganos na selecção dos canais. A referência da lista de canais foi a seguinte: canal 1 para o tibial anterior, canal 2 para o longo peroneal e o canal 9 para ligar o eléctrodo de referência.

No sentido de se verificar a qualidade do sinal para cada músculo, foi aplicada uma resistência manual, sempre pela mesmo examinador pessoa, nas respectivas posições de teste muscular descritas por Kendall, McCreary, Provance, Rodgers & Romani (2005) conforme é ilustrado nas figuras 3.3 e 3.4.

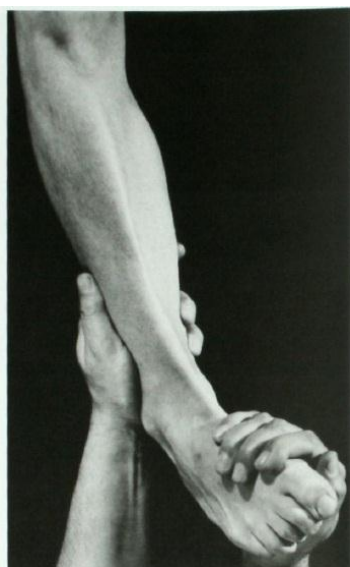


Figura 3.3 – Posição de teste muscular para o tibial anterior (Kendall *et al.*, (2005))



Figura 3.4 – Posição de teste muscular para o longo peroneal (Kendall *et al.*, (2005))

Os dois músculos foram testados na posição de sentado, com a anca a 90° de flexão e joelho a 0°. Enquanto que para o tibial anterior o examinador aplicou resistência ao movimento de inversão e flexão dorsal do tornozelo, para o longo peroneal foi aplicada resistência aos movimentos de eversão e flexão plantar do tornozelo.

Foram feitas 3 repetições de duração de 10 segundos com intervalos de 60 segundos. A posição de teste foi demonstrada antes da aplicação da resistência manual e foi permitido uma primeira contracção experimental, sendo esta também precedida de 60 segundos da primeira repetição.

A aplicação da banda de *Kinesio Taping* também foi testada anteriormente, já que tinha de existir uma abertura na mesma para a colocação dos eléctrodos. No estudo de Briem, et al. (2011) também já tinha sido considerada esta hipótese, como é demonstrado na figura 3.5.



Figura 3.5 - Corte na banda de Kinesio Tape para inserir a superfície do eléctrodo (Briem *et al.*, 2011).

Para ser possível a obtenção e relação dos dados, o *setup* experimental também foi ponderado e foram verificados os vários factores que podiam levar a erros de análise. O procedimento geral de recolha de dados encontra-se em anexo 5.

Ficou definido como a área do gesto técnico, 2 marcas separadas entre si por 1 metro de distância, sendo que o atleta partia de uma distância de 2 metros de distância do local onde se encontrava a bola. Desta forma, o executante teve espaço

suficiente para a preparação e realização do passe para um colega de equipa que estava a uma distância de 8 metros.

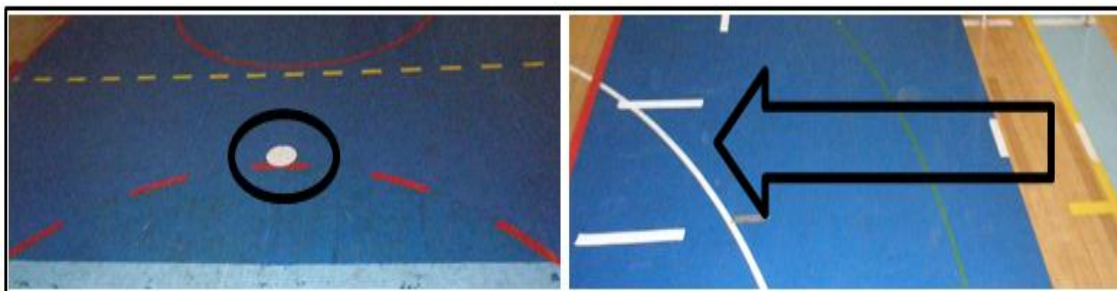


Figura 3.6 a) e b) – Posição de referência para o atleta que recebe a bola e para a realização do passe

As bandas de *Kinesio Taping* foram colocadas por um único executante. A banda de *Kinesio Taping* foi aplicada numa tira simples, desde a origem até à inserção do músculo tibial anterior e longo peroneal, de acordo com as orientações fornecidas pela *Kinesio Taping Association*. Foi efetuado um corte na banda para inserir a superfície dos eléctrodos. É demonstrado nas figuras 3.7 e 3.8, respectivamente, a banda aplicada no tibial anterior e no longo peroneal.



Figura 3.7 – Banda de *Kinesio Taping* aplicada no tibial anterior



Figura 3.8 – Banda de *Kinesio Taping* aplicada no longo peroneal

O dispositivo da PLUX foi colocado nos calções de cada executante. A colocação dos sensores foi deliberada, com o objetivo de dar uma orientação que não limitasse o movimento dos segmentos, de forma a não perturbar os movimentos do utilizador e por conseguinte, alterar automaticamente os resultados. A aplicação de *tape* para fixar os sensores, foi sempre feita numa zona em que não havia contacto direto com a pele nem com a banda de *Kinesio Taping*. A figura 3.9 é ilustrativa do que foi descrito.



Figura 3.9 – Localização do dispositivo PLUX e fixação dos sensores eletromiográficos

O início de cada passe foi sempre comandado verbalmente pelo operador do programa de recolha dos sinais. Durante as recolhas, os atletas estavam calçados, sendo que apenas tiravam o calçado para a colocação da banda de *Kinesio Taping*. O

facto de o passe ter sido feito com calçado próprio, foi no sentido de se aproximar o máximo à realidade, para não alterar o comportamento motor dos segmentos.

O registo vídeo foi obtido através de uma câmara vídeo da marca Sony (modelo DCR-TVR 150) com uma frequência de amostragem de 25 Hz. A câmara de vídeo foi colocada a 4 metros de distância do local onde estava a bola e a 1 metro de altura, para ser possível a visualização do gesto técnico.

Para a análise da estabilidade, o vídeo é uma técnica importante, visto que os investigadores podem repetidamente e objectivamente observar e avaliar as causas e consequências de incidentes de jogo e treino, assim como avaliar as atletas em testes específicos (Giza, Fuller, Junge & Dvorak, 2003).

Foi testada uma vista posterior e de perfil esquerdo, no sentido de se verificar qual seria a melhor para a definição de posições para o tratamento eletromiográfico, como está demonstrado na figura 3.10.



Figura 3.10 – Vista lateral e posterior do passe

Apesar de se ter optado pela vista posterior do atleta (plano frontal) para a definição das posições de análise eletromiográfica, a visualização da vista de perfil permitiu também uma compreensão global do comportamento da tarefa motora.

Foram efetuadas 10 repetições sem aplicação de qualquer banda, 10 repetições com banda de estimulação no tibial anterior e 10 repetições com banda de estimulação no longo peroneal, com um intervalo de 30 segundos entre cada repetição.

A primeira avaliação foi feita sempre sem a colocação de banda. Depois, foi feita uma aleatorização entre a colocação da banda do tibial anterior e do longo

peroneal. Assim sendo, em dois dos casos a segunda avaliação do gesto técnico foi feita com a banda de estimulação para o tibial anterior no membro de suporte (1º e 3º atletas), enquanto que a banda de estimulação para o longo peroneal do membro de suporte foi aplicada primeiro nos outros dois atletas.

A cinemática serviu desta forma para a definição das posições de referência para a posterior análise eletromiográfica.

Para o armazenamento, tratamento e processamento dos dados recolhidos foi utilizado um computador portátil ASUS, modelo G1S, com processador Intel Core 2 Duo, memória RAM 2 GB e *software Windows 7*.

O registo de vídeo foi convertido a fotogramas com recurso ao programa *Kinovea*. Foram seleccionados três fotogramas por cada passe realizado, que são:

- Primeiro fotograma: começa a partir desta posição a preparação e aproximação à bola por parte do jogador. Por esta fase ser muito diferente nos diversos atletas, após observação visual dos sinais, optou-se por considerar o primeiro momento aquele que acontece 1 segundo antes do contacto e não quando o LED acende.
- Segundo fotograma: contacto inicial do membro de apoio (pré-impacto). Do ponto de vista mecânico, esta posição é fundamental para a orientação e trajectória da bola e refere-se de vital importância para a possível ocorrência de lesão.
- Terceiro fotograma: impacto com a bola. O passe solicitado foi de trajectória baixa. Desta forma, o membro de apoio é colocado ao lado do centro da bola. Se o objectivo fosse uma elevada projecção da bola, a posição do pé de apoio e dos restantes segmentos seria diferente.

Apesar de num primeiro momento de análise ter sido escolhido um quarto fotograma que se referia ao contacto do membro dominante após o passe (pós-impacto), como o atleta teve um período de descanso entre cada execução de gesto técnico, esta fase acabou por ser menos relevante, já que não havia nenhum objectivo concreto, como em situação de treino ou de jogo acontece. Desta forma, acabou por não fazer parte do tratamento de dados.

Em síntese, o vídeo foi utilizado no sentido de se obter o instante inicial do contacto no solo e o contacto com a bola, havendo por isso a consideração de duas fases:

- Fase 1: do primeiro fotograma analisado (1 segundo antes do contacto inicial) até ao momento de contacto inicial (segundo fotograma).
- Fase 2: do contacto inicial (segundo fotograma) até ao momento de impacto com a bola (terceiro fotograma).

Os dados referentes ao tempo a que ocorrerem estas posições em cada passe, foram colocados numa página do *Microsoft Office Excel 2010*.

O processo de dados eletromiográficos foi realizado no MATLAB<sup>®</sup> software (The Mathworks Inc., Natick Massachusetts, USA).

Os sinais de electromiografia foram amplificados com uma banda passante de 10 - 500 Hz, *common-mode rejection ratio* (CMRR) de 110 dB e impedância a 100 MΩ. Todos os dados de eletromiografia foram recolhidos a uma frequência de amostragem de 1000 Hz, filtrados digitalmente (10-500Hz) e retificados.

Com o sinal retificado pode obter-se a curva envolvente aplicando um filtro de suavização, que pode ser realizado com um filtro passa-baixo ou com um filtro de média de janela deslizante (com janela > 50ms) (Matias & Gamboa, 2005).

Posto isto, a suavização foi efetuada com um filtro passa-baixo 12 Hz (filtro *butterworth* de quarta ordem). A normalização foi efetuada através do valor médio num intervalo de 100ms tendo como referência o instante do pico máximo da contração voluntária máxima ( $i_{max}$ ) (  $[i_{max} - 50ms : i_{max} + 50ms]$  ).

Os sistemas foram sincronizados durante as recolhas. Após inspeção visual dos sinais, pretendeu-se estudar também os dois picos presentes por se ter verificado um padrão.

Em ambos os picos presentes e estudados, as variáveis estudadas foram: valor do pico; distância temporal (em milissegundos) entre o instante do pico máximo e o instante do contacto (valores negativos representam que o pico se verificou antes do contacto); distância temporal entre o instante do *onset* e o instante do contacto. Os locais do *onset* foram identificados manualmente.

Foram ainda estudadas outras duas variáveis que corresponderam aos valores médios 1 segundo antes do contacto e entre o contacto inicial ao solo e o contacto com a bola.

A produção de força muscular é efetivamente avaliada pelo tempo de início de ativação muscular, ou seja, *onset* muscular (Kernozek, Durall, Friske, Mussallem, 2008). Existem algoritmos matemáticos desenhados para a identificação do *onset* (O'Driscoll & Delahunt, 2011). A escolha do método manual deve-se ao facto de os picos estarem bem definidos, pelo que o *onset* foi facilmente identificável.

A análise visual de eletromiografia é um *golden standard*, isto é, continua a ser um método de referência para a determinação dos tempos de activação e repouso da ação muscular. Este método consiste na análise visual da representação gráfica do sinal de eletromiografia e apesar de se utilizar um sistema informático para a análise, é o observador que toma a decisão do ponto onde se inicia a actividade eletromiográfica (Di Fábio, 1987 & Hodges, 1996, citados por Esteves, Melo & Cabri, 2005).

Após a aplicação da rotina, presente em anexo 6, procedeu-se à análise visual dos gráficos produzidos pelo MATLAB® software (The Mathworks Inc., Natick Massachusetts, USA) para verificação dos resultados. Os dados registados no ficheiro criado pela rotina de cálculo eram considerados válidos e registados posteriormente numa base de dados, numa nova página do *Microsoft Office Excel 2010*.

Os dados foram analisados de acordo com as variáveis definidas e de acordo com as fases do gesto técnico, que foram identificadas com base na análise do movimento. O resultado gráfico da divisão das fases do passe em relação aos músculos analisados, tibial anterior e longo peroneal, está ilustrado na figura 3.11 e 3.12.

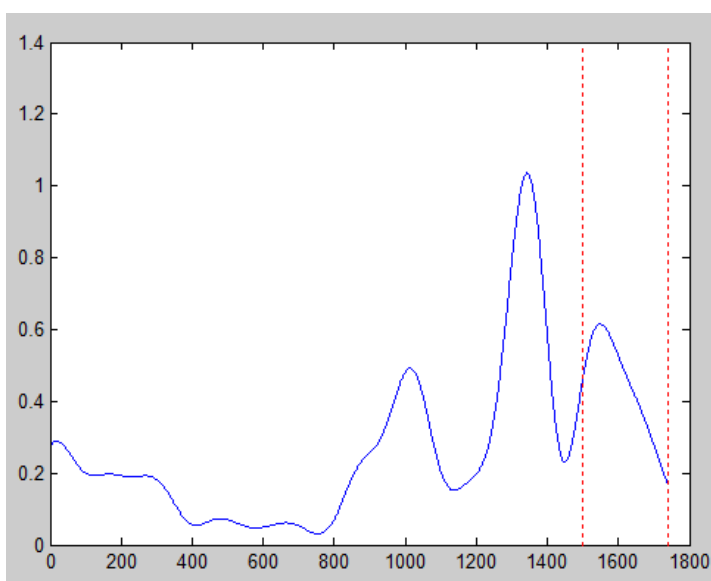


Figura 3.11 – Representação gráfica tipo da atividade elétrica do tibial anterior até ao impacto com a bola

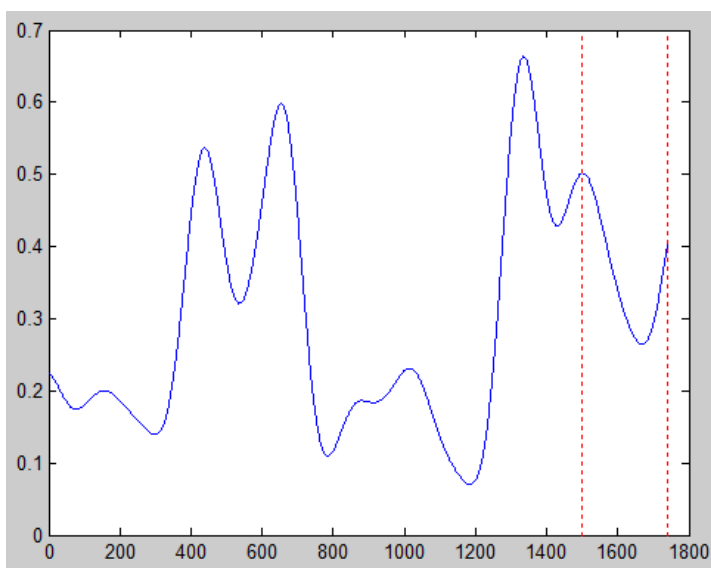


Figura 3.12 - Representação gráfica tipo da atividade elétrica do longo peroneal até ao impacto com a bola

O primeiro traçado vermelho refere-se ao contacto inicial, enquanto que o segundo diz respeito ao impacto com a bola.

Nestas duas imagens são visíveis os dois picos que foram considerados tanto para o tibial anterior como para o longo peroneal, antes do contacto inicial e logo após o contacto inicial antes do impacto com a bola. A aceitação da carga pressupõe que o sistema se encontre em equilíbrio e que anteriormente haja uma preparação do movimento. Uma preparação insuficiente da tarefa para o momento de contacto com o solo e conseqüentemente, para o suporte de carga, pode induzir a uma maior probabilidade de ocorrência de lesão.

Antes do contacto com o solo os músculos desencadeiam uma actividade muscular de pré-contacto preparatória de receção ao solo, que aparece como uma estratégia de preparação muscular para absorver o impacto, cujo tempo de ocorrência e magnitude são antecipadas (Santello & McDonagh, 1998, citado por Castro, 2005). O tempo do pico e a duração da resposta estão dependentes da tarefa.

Os períodos de tempo escolhidos serviram para capturar uma representação adequada da atividade média enquanto os participantes se preparavam para a execução da tarefa, assim como a magnitude da resposta ao contacto unipodal que se verifica durante a sua execução, permitindo a medida do período de latência, dos picos e da duração da sua resposta.

## 4. Resultados

---

Neste capítulo vão ser apresentados os resultados obtidos na análise eletromiográfica do passe realizado por atletas de futsal para um colega de equipa.

O movimento humano é não determinista e resulta de um comportamento motor único. Cada executante apresenta uma variabilidade de soluções para a mesma tarefa motora. O executante estabelece estratégias diferentes para responder a diferentes estados de estabilidade ao longo dessa mesma tarefa (Atalaia & Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2010).

Desta forma, o número considerado para o tratamento e apresentação dos resultados não se refere ao número de atletas que realizou o gesto técnico, mas sim, cada gesto técnico como um movimento único. Desta forma, perfaz um total de 120 comportamentos distintos, que refletem a individualidade da forma de ponderar a situação e de se adaptar a uma tarefa motora.

A análise estatística efectuada utilizou o *software: Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 20 para *Windows*.

## 4.1 Normalidade

Com o objetivo de verificar se as dimensões em estudo seguem a distribuição normal foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. A tabela 4.1 apresenta os resultados obtidos.

Tabela 4.1. Normalidade das dimensões em estudo

	Kolmogorov-Smirnov	p
Primeiro pico máximo do TA	.946	.332
Segundo pico máximo do TA	.813	.524
Primeiro pico máximo do LP	.930	.352
Segundo pico máximo do LP	1.744	.005
Instante máximo do primeiro pico para o TA	2.139	<.001
Instante máximo do segundo pico para o TA	1.819	.003
Instante máximo do primeiro pico para o LP	2.118	<.001
Instante máximo do segundo pico para o LP	1.120	.162
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o TA	1.786	.003
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o TA	2.025	.001
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o LP	1.788	.003
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o LP	1.757	.004
Média da fase 1 para o TA	1.222	.101
Média da fase 2 para o TA	1.465	.027
Média da fase 1 para o LP	.436	.991
Média da fase 2 para o LP	2.017	.001

Como os dados da grande maioria das dimensões não segue a distribuição normal ( $p < 0,05$ ) optou-se pela utilização de testes não paramétricos.

## 4.2 Análise descritiva

Com o objetivo de analisar descritivamente as dimensões em estudo na situação sem banda são apresentados na tabela 4.2 o valor mínimo, valor máximo, média e desvio-padrão para cada dimensão.

Verifica-se pela análise descritiva na situação sem banda que o segundo pico máximo do tibial anterior e do longo peroneal tem valores superiores que o primeiro pico máximo.

O instante máximo do primeiro pico do tibial anterior e longo peroneal são maiores que o instante máximo do segundo pico para os mesmos músculos. O instante máximo do segundo pico atinge em média valores positivos, o que indica que a maioria acontece já após o contacto inicial do membro de suporte no passe.

Relativamente ao tempo de actividade elétrica, o primeiro pico observado é tanto maior para o tibial anterior como para o longo peroneal na situação sem banda, bem como a média da fase 1 relativamente à fase 2, para os 2 músculos em estudo.

Tabela 4.2 Análise descritiva na situação sem banda

	Min	Max	M	DP
Primeiro pico máximo do TA	.019	.788	.522	.192
Segundo pico máximo do TA	.021	1.423	.659	.357
Primeiro pico máximo do LP	.028	.709	.246	.111
Segundo pico máximo do LP	.027	1.238	.506	.303
Instante máximo do primeiro pico para o TA	-627.415	11.885	-250.233	175.612
Instante máximo do segundo pico para o TA	-284.157	256.032	23.354	134.489
Instante máximo do primeiro pico para o LP	-638.217	32.668	-272.921	182.154
Instante máximo do segundo pico para o LP	-346.912	249.816	24.373	134.341
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o TA	-753.415	-112.558	-453.458	212.072
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o TA	-466.157	139.032	-98.371	172.212
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o LP	-816.217	-140.590	-432.671	201.966
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o LP	-489.157	144.032	-102.521	169.168
Média da fase 1 para o TA	.016	.502	.308	.095
Média da fase 2 para o TA	.075	.496	.227	.092
Média da fase 1 para o LP	.018	.651	.325	.181
Média da fase 2 para o LP	.013	.874	.331	.209

Com o objetivo de analisar descritivamente as dimensões em estudo na situação com banda para o tibial anterior, a tabela 4.3 apresenta o valor mínimo, valor máximo, média e desvio-padrão para cada dimensão.

No que diz respeito à análise descritiva na situação com banda para o tibial anterior pôde-se averiguar que o segundo pico máximo do tibial anterior e do longo peroneal têm valores maiores que o primeiro pico, apesar de o seu valor mínimo ser inferior ao verificado no primeiro pico máximo para os 2 músculos em estudo.

De notar que o instante máximo do primeiro pico para o tibial anterior e para o longo peroneal com a colocação da banda para o tibial anterior, acontece sempre antes do contacto inicial.

O tempo de actividade eléctrica ao contacto do primeiro pico e do segundo pico para o tibial anterior assumem valores semelhantes. Ao passo que, o tempo de actividade eléctrica ao contacto do segundo pico para o longo peroneal é superior que o primeiro.

A média da fase 1 para o tibial anterior é superior à média da fase 2. Enquanto que para o longo peroneal acontece o inverso, ou seja, a média da fase 2 é superior à média da fase 1.

Tabela 4.3 Análise descritiva na situação com banda para o tibial anterior

	Min	Max	M	DP
Primeiro pico máximo do TA	.016	.744	.439	.134
Segundo pico máximo do TA	.014	1.144	.638	.213
Primeiro pico máximo do LP	.025	.402	.212	.087
Segundo pico máximo do LP	.024	1.484	.593	.370
Instante máximo do primeiro pico para o TA	-1160.982	-16.622	-309.005	188.287
Instante máximo do segundo pico para o TA	-995.083	202.258	-66.914	199.227
Instante máximo do primeiro pico para o LP	-484.747	-8.442	-290.838	132.887
Instante máximo do segundo pico para o LP	-435.175	203.111	16.741	110.712
Tempo de atividade eléctrica ao contacto do primeiro pico para o TA	-1160.982	-115.820	-486.680	195.234
Tempo de atividade eléctrica ao contacto do segundo pico para o TA	-995.083	96.258	-192.214	180.131
Tempo de atividade eléctrica ao contacto do primeiro pico para o LP	-675.498	-139.442	-436.563	146.507
Tempo de atividade eléctrica ao contacto do segundo pico para o LP	-995.083	97.258	-189.939	180.359
Média da fase 1 para o TA	0.043	.424	.260	.089
Média da fase 2 para o TA	0.024	.445	.235	.111
Média da fase 1 para o LP	0.011	.530	.302	.103
Média da fase 2 para o LP	0.023	1.237	.425	.287

Para analisar descritivamente as dimensões em estudo na situação com banda para o longo peroneal, a tabela 4.4 mostra o valor mínimo, valor máximo, média e desvio-padrão para cada dimensão. Pela análise descritiva da situação com banda para o longo peroneal, é possível notar que o segundo pico máximo tanto do tibial anterior como do longo peroneal são maiores que o primeiro pico máximo observado. Da mesma forma, o instante máximo do primeiro pico para os 2 músculos assumem valores semelhantes, nas várias componentes em descrição (mínimo, máximo, média e desvio padrão) acontecendo o mesmo com o instante máximo do segundo pico.

Noutro sentido, o tempo de atividade eléctrica ao contacto do primeiro pico para o tibial anterior e para o longo assume valores maiores quando comparado com o

tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico. A média da fase 1 é maior para o tibial anterior. A média da fase 2 é maior para o longo peroneal.

Tabela 4.4 Análise descritiva na situação com banda para o longo peroneal

	Min	Max	M	DP
Primeiro pico máximo do TA	.110	.654	.525	.123
Segundo pico máximo do TA	.110	1.009	.703	.188
Primeiro pico máximo do LP	.026	.544	.222	.088
Segundo pico máximo do LP	.027	1.842	.635	.420
Instante máximo do primeiro pico para o TA	-397.613	-17.682	-268.981	116.264
Instante máximo do segundo pico para o TA	-240.244	245.949	-20.823	115.548
Instante máximo do primeiro pico para o LP	-405.138	.710	-269.603	131.918
Instante máximo do segundo pico para o LP	-265.129	267.949	32.860	104.466
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o TA	-640.613	-140.682	-442.156	154.359
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o TA	-283.194	95.949	-147.948	115.654
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o LP	-610.138	-145.290	-409.878	133.886
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o LP	-264.194	94.558	-147.273	112.780
Média da fase 1 para o TA	.163	.475	.296	.088
Média da fase 2 para o TA	.048	.396	.246	.107
Média da fase 1 para o LP	.172	.566	.342	.101
Média da fase 2 para o LP	.043	1.617	.450	.347

Para todas as situações em estudo, observou-se que o segundo pico máximo do tibial anterior e do longo peroneal têm valores superiores em comparação com o primeiro pico.

Pela análise descritiva, não foi possível observar a mesma tendência de valores no que diz respeito ao instante máximo dos dois picos musculares, sendo os valores díspares nas várias situações em estudo.

O tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o tibial anterior e para o longo peroneal assume valores maiores na situação sem colocação de banda e com colocação de banda de *Kinesio Taping* para o longo peroneal.

A média da fase 1 é sempre maior para o músculo tibial anterior. Ao passo que, a média da fase 2 é maior para o músculo longo peroneal, nas situações em que é

colocada a banda de *Kinesio Taping*. Na situação em que não é aplicada a banda, a média da fase 1 verifica-se maior.

### 4.3 Comparação entre as situações

Para estudar as diferenças entre as 3 situações para as dimensões em estudo, foi utilizado o teste Kruskal-Wallis, para 3 amostras independentes. Os resultados são apresentados na tabela 4.5.

Tabela 4.5 Diferenças entre as 3 situações

	Situação			$\chi^2$
	Sem banda	Com banda	Com banda	
	(N=40)	TA (N=40)	LP (N=40)	
	M Rank	M Rank	M Rank	
Primeiro pico máximo do TA	69.20	44.25	68.05	13.116***
Segundo pico máximo do TA	62.30	54.00	65.20	2.234
Primeiro pico máximo do LP	66.68	56.73	58.10	1.922
Segundo pico máximo do LP	57.43	62.65	61.43	.494
Instante máximo do primeiro pico para o TA	63.09	54.50	63.91	1.796
Instante máximo do segundo pico para o TA	72.18	52.09	57.24	7.197*
Instante máximo do primeiro pico para o LP	61.00	57.76	62.74	.421
Instante máximo do segundo pico para o LP	61.28	58.13	62.10	.291
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o TA	57.94	58.03	65.54	1.258
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o TA	68.76	52.15	60.59	4.562
Tempo de atividade elétrica ao contacto do primeiro pico para o LP	57.73	58.36	65.41	1.203
Tempo de atividade elétrica ao contacto do segundo pico para o LP	68.61	52.59	60.30	4.247
Média da fase 1 para o TA	71.95	47.70	61.85	9.810**
Média da fase 2 para o TA	58.23	59.38	63.90	.595
Média da fase 1 para o LP	61.95	54.25	65.30	1.407
Média da fase 2 para o LP	55.30	64.10	62.10	1.407

\*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0.01$ ; \*\*\*  $p \leq 0.001$ .

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre pelo menos duas das três situações para o Primeiro pico máximo definido do TA com  $\chi^2 (2) = 13.116$ ;  $p = 0.001$ , para o Instante máximo do segundo pico para o TA com  $\chi^2 (2) = 7.197$ ;  $p = 0.027$  e para a média da fase 1 para o tibial anterior com  $\chi^2 (2) = 9.810$ ;  $p = 0.007$ . Tendo-se detetado diferenças estatisticamente significativas entre pelo menos dois dos 3 grupos quanto ao primeiro pico máximo definido do tibial anterior, instante máximo do segundo pico para o tibial anterior e média da fase 1 para o tibial anterior, procedeu-se ao teste de comparações múltiplas de Kruskal-Wallis, para se saber qual ou quais os grupos que diferem entre si. Da sua aplicação conclui-se, tal como se pode ver nos gráficos das figuras 4.1, 4.2 e 4.3, que:

- Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as situações sem banda e com banda para o tibial anterior para o primeiro pico máximo definido do tibial anterior e entre as situações com banda para o tibial anterior e com banda para o longo peroneal ( $p < 0,05$ );
- Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as situações sem banda e com banda para a tibial anterior para o instante máximo do segundo pico para o tibial anterior ( $p < 0,05$ );
- Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as situações sem banda e com banda para a tibial anterior para a média da fase 1 para o tibial anterior ( $p < 0,05$ ).

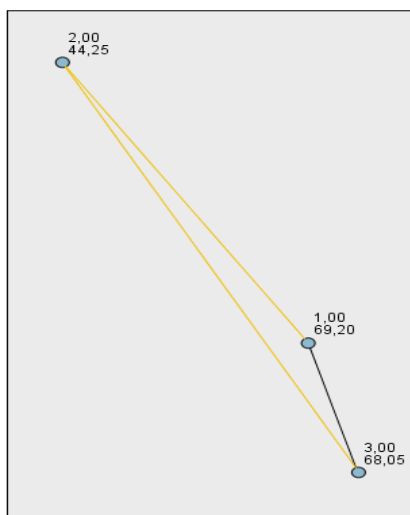


Figura 4.1 – Gráfico 1 - Médias das ordens resultante das comparações múltiplas para o primeiro pico máximo do tibial anterior (1 – sem banda; 2 – com banda para o tibial anterior; 3 – com banda para o longo peroneal)



Figura 4.2 – Gráfico 2 - Médias das ordens resultante das comparações múltiplas para o instante máximo do segundo pico do tibial anterior (1 – sem banda; 2 – com banda para o tibial anterior; 3 – com banda para o longo peroneal)

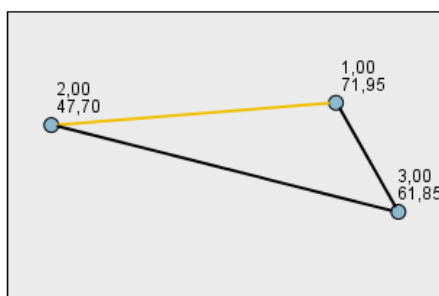


Figura 4.3 – Gráfico 3 - Médias das ordens resultante das comparações múltiplas para a média da fase 1 para o tibial anterior (1 – sem banda; 2 – com banda para o tibial anterior; 3 – com banda para o longo peroneal)

Desta forma, os resultados mostram que a situação com banda para o tibial anterior apresenta valores inferiores comparativamente com as restantes situações, relativamente ao primeiro pico máximo definido do tibial anterior, ao instante máximo do segundo pico para o tibial anterior e à média da fase 1 para o tibial anterior, não havendo outras diferenças estatisticamente significativas.

Os valores da situação com banda para o longo peroneal apresentam valores inferiores comparativamente à situação sem banda, para as variáveis que estão a ser apontadas, no entanto, não é estatisticamente significativo.

## 4.4 Correlações

### 4.4.1 Tibial anterior e longo peroneal sem banda

Para analisar as relações existentes entre a tibial anterior e o longo peroneal na situação sem banda foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman. A tabela 4.6 mostra os resultados.

Tabela 4.6 Correlações entre as relações existentes entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação sem banda

Longo peroneal	Tibial anterior							
	PPM	SPM	IMPP	IMSP	TAEPP	TAESP	MF1	MF2
PPM	.29							
SPM		.72***						
IMPP			.86***					
IMSP				.75***				
TAEPP					.84***			
TAESP						.98***		
MF1							.13	
MF2								.55***

\*\*\*  $p \leq .001$ .

Na situação sem banda o segundo pico máximo do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o segundo pico máximo do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.72$ ;  $p < 0.001$ ; o instante máximo do primeiro pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o instante máximo do primeiro pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.86$ ;  $p < 0.001$ ; o instante máximo do segundo pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o instante máximo do segundo pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.75$ ;  $p < 0.001$ ; o tempo de atividade elétrica do primeiro pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o tempo de atividade elétrica do primeiro pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.84$ ;  $p < 0.001$ ; o tempo de atividade elétrica do segundo pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o tempo de atividade elétrica do segundo pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.98$ ;  $p < 0.001$ ; a média da fase 2 do

tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, moderada e estatisticamente significativa com a média da Fase 2 do longo peroneal, com um valor de correlação  $\rho = 0.55$ ;  $p < 0.001$ .

Os resultados mostram que, na situação sem banda, quanto maior é o segundo pico máximo, o instante máximo do primeiro pico, o instante máximo do segundo pico, tempo de atividade elétrica do primeiro pico, o tempo de atividade elétrica do segundo pico e a média da fase 2 do tibial anterior, maiores são os valores também das mesmas dimensões relativamente ao longo peroneal.

#### 4.4.2 Tibial anterior e longo peroneal com banda de *Kinesio Taping* para o tibial anterior

Para analisar as relações existentes entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação com banda para o tibial anterior foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman. A tabela 4.7 mostra os resultados.

Tabela 4.7 Correlações entre as relações existentes entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação com banda para o tibial anterior

Longo Peroneal	Tibial anterior							
	PPM	SPM	IMPP	IMSP	TAEPP	TAESP	MF1	MF2
PPM	.64***							
SPM		.07						
IMPP			.83***					
IMSP				.82***				
TAEPP					.84***			
TAESP						.96***		
MF1							-.26	
MF2								-.01

\*\*\*  $p \leq .001$ .

Na situação com banda para o tibial anterior e o primeiro pico máximo do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, moderada e estatisticamente significativa com o primeiro pico máximo do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.64$ ;  $p < 0.001$ ; o instante máximo do primeiro pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o instante máximo do primeiro pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.83$ ;  $p < 0.001$ ; o instante máximo do segundo pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o instante máximo do segundo pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.82$ ;  $p < 0.001$ ; o tempo de atividade

elétrica do primeiro pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o tempo de atividade elétrica do primeiro pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.84$ ;  $p < 0.001$  e o tempo de atividade elétrica do segundo pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o tempo de atividade elétrica do segundo pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.96$ ;  $p < 0.001$ . Os resultados mostram que, na situação com banda para o tibial anterior, quanto maior é o primeiro pico máximo, o instante máximo do primeiro pico, o instante máximo do segundo pico, tempo de atividade elétrica do primeiro e segundo pico do tibial anterior, maiores são os valores também das mesmas dimensões relativamente ao longo peroneal.

#### 4.4.3 Tibial anterior e longo peroneal com banda de *Kinesio Taping* para o longo peroneal

Para analisar as relações existentes entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação com banda para o longo peroneal foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman. A tabela 4.8 mostra os resultados.

Tabela 4.8 Correlações entre as relações existentes entre o tibial anterior e o longo peroneal na situação com banda para o longo peroneal

Longo Peroneal	Tibial anterior							
	PPM	SPM	IMPP	IMSP	TAEPP	TAESP	MF1	MF2
PPM	.42**							
SPM		-.10						
IMPP			.96***					
IMSP				.84***				
TAEPP					.93***			
TAESP						.93***		
MF1							.67***	
MF2								-.20

\*\*  $p \leq .01$ ; \*\*\*  $p \leq .001$ .

Na situação com banda para o longo peroneal, o primeiro pico máximo do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, moderada e estatisticamente significativa com o primeiro pico máximo do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.42$ ;  $p = 0.007$ ; o instante máximo do primeiro pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o instante máximo do primeiro pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.96$ ;  $p < 0.001$ ; o instante máximo do segundo pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e

estatisticamente significativa com o instante máximo do segundo pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.84$ ;  $p < 0.001$ ; o tempo de atividade elétrica do primeiro pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o tempo de atividade elétrica do primeiro pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.93$ ;  $p < 0.001$ ; o tempo de atividade elétrica do segundo pico do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, forte e estatisticamente significativa com o tempo de atividade elétrica do segundo pico do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.93$ ;  $p < 0.001$ ; a média da fase 1 do tibial anterior correlacionou-se de forma positiva, moderada e estatisticamente significativa com a média da fase 1 do longo peroneal, com um valor de correlação  $r_s = 0.67$ ;  $p < 0.001$ . Os resultados mostram que, na situação com banda para o longo peroneal, quanto maior é o primeiro pico máximo, o instante máximo do primeiro pico, o instante máximo do segundo pico, o tempo de atividade elétrica do primeiro pico, o tempo de atividade elétrica do segundo pico e a média da fase 1 do tibial anterior, maiores são os valores também das mesmas dimensões relativamente ao longo peroneal.

#### **4.5 Considerações finais do capítulo de resultados**

Com base nos resultados obtidos, verifica-se diferenças entre as três situações em estudo: sem banda, com banda de *Kinesio Taping* para o tibial anterior e com banda de *Kinesio Taping* para o longo peroneal.

Os resultados revelam que nas situações em que a banda foi aplicada, a ativação muscular não atingiu valores que possam corroborar as hipóteses definidas. A aplicação de uma banda de *Kinesio Taping* ao longo dos músculos, tibial anterior e longo peroneal, não melhora a resposta muscular nem antecipa a sua ativação, na execução de um passe por atletas de futsal sem historial prévio de lesão.

Verificou-se por outro lado, que quando há um aumento a nível temporal da duração das fases consideradas, há uma maior ativação muscular dos músculos em estudo, nas três situações. Pensa-se que quando isso acontece, há uma maior preparação do momento de contacto e por conseguinte, uma maior ativação muscular o que pode induzir uma maior estabilidade durante a execução do gesto.

## 5. Discussão

---

A análise que vai ser feita tem em conta a individualidade do comportamento de cada atleta. Foi dada ênfase aos diferentes instantes de ativação muscular de dois músculos que têm um papel fundamental na manutenção da estabilidade do tornozelo e na sua intensidade relativa num gesto técnico do futsal, o passe.

Foi admitido no presente estudo o que foi descrito por Atalaia & Abrantes (2009) que afirmaram que cada executante apresenta uma variabilidade de soluções para a mesma tarefa motora. Durante o movimento resultante de um comportamento motor, o executante estabelece estratégias diferentes para responder a diferentes estados de estabilidade ao longo dessa mesma tarefa.

Pretendeu-se verificar se as bandas de *Kinesio Taping* aplicadas nos dois músculos, promovem um aumento de ativação muscular e/ou antecipação da actividade muscular. Foi dada particular importância ao período antes do contacto, bem como ao momento de contacto até ao impacto com a bola.

Muitas das aplicações do método são efetuadas contornando todo o ventre muscular que se pretende estimular ou ativar. Deste modo, tem vindo a ser descrito que é possível melhorar a contração muscular de um músculo enfraquecido, reduzir a fadiga muscular e diminuir a possibilidade de incidência de lesões musculares (Kinesio Taping Association, 2007).

Pela posição que foi aplicada a banda de *Kinesio Tape*, foi realizado um alongamento muscular à componente muscular seleccionada.

Ao alongar o músculo, a região central do fuso neuromuscular é estirada e estimula o recetor. Quando se verifica uma contração das extremidades das fibras intrafusais, mesmo que o comprimento global do músculo não varie, a contração das extremidades das fibras é suficiente para estimular o recetor (Guyton & Hall, 2006).

Apesar de haver estudos com resultados díspares, alguns revelam que o método de *Kinesio Taping* promove uma ativação das fibras musculares do músculo onde é aplicada (Slupik *et al.*, 2007; Chen, *et al.*, 2006; Osterhues, 2004; Yoshida & Kahanov, 2011).

No entanto, de acordo com os resultados obtidos, não é possível confirmar a primeira hipótese postulada, relativamente ao aumento de ativação mioelétrica pela aplicação da banda de *Kinesio Taping* no passe de futsal.

De outra forma, as bandas de *Kinesio Taping* têm sido utilizadas para diversos casos e em várias regiões anatómicas. Tem sido proposto que uma maior pré-ativação dos músculos peroneais antes do *stress* em inversão pode sobrepor-se ao atraso

eletromecânico, ou seja, da ativação para a produção de força do músculo, o que pode resultar numa maior resposta do fuso (Hopkins, McLoda & McCaw, 2007).

Quando a estrutura do tornozelo é colocada sob *stress*, a componente muscular é responsável pela resposta ao movimento excessivo, como forma a que não se ultrapasse a capacidade de resistência ao nível estrutural e funcional. Caso o tempo de resposta muscular seja menor, mais rapidamente reage a movimentos súbitos excessivos e assim pode-se prevenir a ocorrência de lesão.

Através da análise do tempo de reação dos músculos em estudo, isto não se verificou pela aplicação das bandas de *Kinesio Taping* no percurso do músculo, sendo que não se comprova a hipótese 2.

Observou-se um aumento do tempo de reação dos dois músculos, quando comparado com a situação sem aplicação de banda. Por um lado, pode-se dizer que a tarefa motora proposta pode não ter sido a mais desafiante a nível do binómio mobilidade-estabilidade, mas por outro, foi na situação em que não foi colocada qualquer banda que se verificou maior capacidade de reação a nível temporal.

Outra possível explicação foi o facto de esta ter sido realizada sempre em primeiro lugar nos atletas. A colocação dos eléctrodos por si só pode influenciar a resposta muscular e optou-se por não colocar outra variável numa primeira análise com a aplicação de *Kinesio Taping*. Pese embora esta condição, a recolha de dados foi efectuada numa fase final da competição, apesar de se ter tido em conta este aspeto, pela obrigatoriedade de pelo menos 24 horas de descanso.

As fases finais das competições desportivas, devido à fadiga muscular podem ser um fator que afeta o controlo postural e estabilidade articular (Oliveira, 2009).

A tarefa motora é realizada em circunstâncias que se aproximam da realidade do futsal. Pensa-se que esta é a forma mais fidedigna para perceber a componente muscular em estudo e intervenções a serem realizadas. A utilização de superfícies de treino, como tábuas de balanço ou outro tipo de equipamentos, apesar de causarem instabilidade e desafio, não correspondem ao que se passa na realidade. Foi feito um esforço para o estudo corresponder a uma reprodução do jogo, apesar de nele não estarem envolvidos adversários nem a dinâmica e motivação do treino e de jogo.

A motivação de cada indivíduo é formatada em programas motores diferentes. Neste sentido, pode haver uma diferença de padrão de ativação muscular e dos parâmetros temporais em que estes serão activados (Cohen, 2001). Este pode ser um fator para os resultados verificados.

Por outro lado, o movimento da bola requer um elevado nível de controlo e os jogadores devem controlar o tempo de início do movimento e da sua velocidade. É necessária a perceção de informação sobre o ambiente circundante, num esforço para

modular as respostas do sistema motor em relação às características de movimento da bola. No entanto, no estudo de Barbieri *et al.*, (2010) foi indicado que os indivíduos fizeram ajustes finos que estavam dependentes do tipo de impacto na bola que pretendiam efetuar. Atletas de elite podem fazer ajustes antecipatórios na fase preparatória e na fase de impacto com uma bola, sendo praticamente o mesmo processo que se evidencia no processo de impacto de uma bola que está parada ou em movimento. Desta forma, o fato da bola estar parada, parece não afetar a preparação do indivíduo para realizar um passe.

Ao longo deste estudo, está implícito que é necessário uma sequenciação muscular coordenada para promover uma estabilidade articular eficaz ao longo da execução do movimento, para que este se adeque ao contexto e tarefa correspondentes.

Após uma lesão de tornozelo, há uma tendência para nova ocorrência por desordem neuromuscular, tais como *deficit* proprioceptivo e fraqueza muscular, sendo estas, causas de instabilidade da articulação (Willems *et al.*, 2002). A instabilidade do tornozelo remete a uma maior probabilidade de recidivas e dessa forma, cronicidade da lesão. Acredita-se que haja um desequilíbrio na atividade dos músculos longo peroneal e tibial anterior em tornozelos que apresentem lesões, nomeadamente entorses crônicas, onde o recrutamento muscular do tibial anterior seja maior do que o do músculo longo peroneal.

Pela comparação dos resultados do presente estudo, é possível verificar que o recrutamento muscular do tibial anterior é frequentemente maior do que o do músculo longo peroneal, nos dois picos definidos, nas situações sem colocação de banda e com banda de *Kinesio Taping* para o longo peroneal. Posto isto, é interessante verificar que, quando houve a colocação de banda no tibial anterior, houve maior atividade do longo peroneal relativamente a este. Pode estar relacionado com uma má preparação da tarefa por parte do atleta e com um grau de instabilidade que este teve de superar por aumento da atividade muscular. Caso fosse pedido uma atividade neuromuscular com um padrão superior (por exemplo a execução de um remate), o resultado pode não vir a ser condizente neste sentido.

Através de análises biomecânicas, foi possível identificar o diferente comportamento motor da perna dominante em relação à não dominante, que revela alguns comportamentos motores distintos (Castro, 2005). Foi neste pressuposto, que se optou apenas pela utilização e avaliação das bandas de *Kinesio Taping* no membro de suporte dos indivíduos. Pode indicar que à partida, o corpo estabelece um critério de dominância a um dos membros do executante, sendo em torno deste estabelecida a estratégia de estabilidade (Atalaia & Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2010).

De acordo com Baroni, Generosi, & Junior (2008), o membro dominante é o mais utilizado para a realização do remate, sendo usado para essa função na maioria das vezes, enquanto o membro não dominante tem conseqüentemente uma função de suporte. Estas ações, repetidas diariamente nos treinos e nos jogos, vão criar um padrão, de modo a que o membro dominante se especialize no remate e o membro não dominante no suporte.

A capacidade de antecipação dos efeitos de comandos motores de um membro implica uma coordenação da representação neural da dinâmica do membro e ambiente. Esta representação inclui um mecanismo para selecção de comandos motores que vão produzir o padrão de movimento necessário (Dounskaia, 2005).

Como limitações ao estudo, o facto de ser imposto um ambiente e uma ação específica, pode influenciar a capacidade do executante em recolher eficazmente a informação e realizar o gesto técnico da mesma forma que o faz em treino e/ou jogo.

Por outro lado, a eficácia da *Kinesio Tape*, pode ter sido afetada pela abertura que se realizou para a colocação dos eléctrodos. No entanto, várias aplicações deste método são aplicadas com uma abertura, como a forma em Y.

É importante considerar também a duração da avaliação muscular, visto que pode não ter sido suficiente. Do ponto de vista clínico, é proposto que a atividade bioelétrica dos músculos em estudo aumenta após 24 horas da aplicação de *Kinesio Taping* e que o seu efeito será mantido por mais 48 horas após a remoção da banda (Slupik, Dwornik, Bialoszewski & Zych, 2007). No entanto, em desporto a aplicação deste método pode ser necessária imediatamente antes de um treino ou de um jogo, daí a opção da duração da avaliação muscular imediata.

São necessárias mais investigações para determinar o mecanismo exato subjacente ao efeito de *Kinesio Tape* nos diversos sistemas: sensorial, músculo-esquelético e neuromuscular. Não podendo esgotar o âmbito destas questões na presente discussão, é intenção do autor defender a necessidade de uma ligação permanente entre a aplicabilidade dos métodos de intervenção com tarefas motoras específicas, para benefício do indivíduo na prática da sua atividade.

## 6. Conclusão

---

O fisioterapeuta deve analisar todos os possíveis focos de intervenção, no sentido de promoção de saúde e longevidade desportiva dos seus atletas. A sua intervenção deve ir de encontro à realidade da sua atuação, sendo fundamental focar-se nas necessidades de cada atleta.

Pela análise da aplicação de uma banda de *Kinesio Taping* ao longo da orientação dos músculos tibial anterior e longo peroneal, verificou-se que esta não influencia a ativação muscular nem promove uma antecipação muscular, imediatamente após a sua colocação, na execução de um passe de futsal feito por atletas sem história anterior de lesão.

Visto que os atletas não tinham história prévia de lesão no tornozelo e o controlo neuromuscular não está desta forma afetado, pode ser que o estímulo das bandas de *Kinesio Taping* não tenha sido suficiente para produzir mudanças a nível de ativação e antecipação muscular.

Noutra perspetiva, quando se verificou uma maior preparação de movimento por parte do membro de suporte, expresso num aumento a nível temporal entre o *onset* muscular e o momento de contacto inicial e entre o contacto inicial até ao momento de impacto com a bola, ocorreu um aumento da ativação muscular nos músculos estudados.

Este facto sugere que mesmo não havendo a confirmação do que foi proposto, a aplicação da banda de *Kinesio Taping* parece poder desenvolver um padrão de contracção muscular que auxilia na correcção de movimentos excessivos do tornozelo.

Os resultados obtidos e as conclusões que daí resultam, trazem novos trajetos e orientações de pesquisa a desenvolver relativamente à aplicação das bandas de *Kinesio Taping*, nomeadamente na ativação muscular e sua coordenação em movimentos inseridos numa tarefa motora específica.

### 6.1 Sugestão de estudos futuros

Propõe-se que estudos futuros possam descrever alguns parâmetros que não fizeram parte do presente trabalho. A avaliação dos efeitos a longo prazo (3 a 5 dias) com a mesma metodologia utilizada, pode ser interessante para analisar a efetividade das bandas de *Kinesio Taping*.

A acompanhar os dados eletromiográficos, um estudo que contenha também a cinemática do gesto técnico, pode possibilitar uma avaliação da estabilidade articular e

das eventuais perturbações, uma vez que foram percecionadas algumas alterações através do registo de vídeo.

No sentido de definir um cenário para uma investigação mais aprofundada sobre o tema em estudo, pode-se acrescentar a análise da variação do centro de pressão, distribuição da pressão plantar, pico de pressão e impulso, medido através de plataformas de força ou placas de pressão.

Atualmente têm sido realizados estudos em casos neurológicos com a aplicação do Myofeedback, também designado de *Biofeedback* eletromiográfico. Refere-se a uma modalidade eletroterapêutica onde são colocados eléctrodos sobre os músculos importantes a uma determinada tarefa. É captado a atividade elétrica essencial à contração muscular, transmitindo essa informação ao indivíduo através de *feedback* visual ou auditivo (Badu, Mathew, Danda & Prakash, 2007; Nelson, 2007; Stein, 2004). Paralelamente, já houve a introdução a situações clínicas neuro-músculo-esqueléticas, com um plano de intervenção em Fisioterapia com auxílio de *Biofeedback* eletromiográfico (Santos & Matias, 2007). A transferência desta modalidade para o desporto com a aplicação de *Kinesio Taping* e com os objetivos do presente estudo, seria um ponto de partida para novas considerações.

Pela informação recolhida ao longo do trabalho, sugere-se também que devem ser feitos estudos com um grupo experimental que fosse sujeito a um treino de equilíbrio e aplicação das bandas de *Kinesio Tape* e um grupo de controlo que apenas fosse aplicada a banda de *Kinesio Tape*. Seria pertinente visto que, através do treino de equilíbrio, também se influencia o sistema sensorial.

Nesse estudo, poderia haver uma avaliação através da NeuroCom funcional. Tendo em conta um estudo que foi utilizado como ferramenta de trabalho, a avaliação através da NeuroCom funcional sugere que a aplicação de *Kinesio Tape* durante a reabilitação pode melhorar a força, coordenação, mobilidade e controlo, necessário para a participação em desportos ou actividades ocupacionais (Osterhues, 2004).

Salienta-se a importância da realização de estudos futuros sobre esta temática, podendo ser este estudo um pequeno contributo e um ponto de partida para a sua realização.

## 7. Referências bibliográficas

---

- Abrantes, J. (2006). Biomecânica da Estabilidade Articular. *Rev. Bras. Educ. Fis. Esporte*, 20 87-90.
- Aixàs, J. E. (2010). Efectividad del vendaje neuromuscular sobre el aparato locomotor. Recuperado em Agosto 11, 2011, a partir de <http://www.efisioterapia.net>.
- Atalaia, T. J. V. & Abrantes, J. M. C. S. (2009). Dinamometria do Apoio Plantar relacionada com o Ângulo do Retropé do Tornozelo. Mestrado em Reabilitação Neurológica: Especialidade para Fisioterapeutas. Universidade Católica Portuguesa: Instituto de Ciências da Saúde.
- Atalaia, T. J. V. & Abrantes, J. M. C. S. (2010). Medial-lateral CoP-Rearfoot Relation during Stance. 6<sup>th</sup> International Conference on Technology and Medical Sciences. Porto.
- Badu, Mathew, Danda e Prakash (2007). Management of patients with fibromyalgia using biofeedback: A randomized control trial. *Indian J Med Sci*, 61 (8), 455-461.
- Bahr, R. & Engebretsen, L. (2009). *Sports Injury Prevention*. United Kingdom: Wiley-Blackwell.
- Bahr, B. & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med*, 37 (6), 324-329.
- Barbero-Alvarez, J. C., Barbero-Alvarez, V., & Granda-Vera, J. (2008). Match analysis and heart rate of futsal players during competition. *Journal of Sports Sciences*, 26(1), 63-73.
- Barbieri, F. A., Gobbi, L. T. B., Santiago, P. R. P., & Cunha, S. A. (2010). Performance comparisons of the kicking of stationary and rolling balls in a futsal context. *Sports Biomechanics*, 9(1), 1-15.
- Baroni, B. M., Generosi, R. A., & Junior, E. C. P. L. (2008). Incidence and factors related to ankle sprains in athletes of futsal national teams. *Fisioter. Mov.* 21(4), 79-88.
- Basset, K. T., Lingman, S. A. & Ellis, R. F. (2010). The use and treatment efficacy of kinaesthetic taping for musculoskeletal conditions: a systematic review. *New Zealand Journal of Physiotherapy*. 38, (2), 56-62.
- Briem, K., Eythorsdottir, H., Magnusdottir, R., Palmarsson, R. Runarsdottir, T. & Sveinsson, T. (2011). Effects of Kinesio Tape Compared With Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, (41), 5, 328-335.
- Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S., & Williams, R. J. (2007). Lower Extremity Muscle Activation and Alignment During the Soccer Instep and Side-foot Kicks. *Journal os Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(5), 260-268.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. L. (2006). Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiol*, 95, 3426-3437.
- Castagna, C., D'Ottavio, S., Granda Vera, J., & Barbero Alvarez, J. C. (2009). Match demands of professional Futsal: a case study. *J Sci Med Sport*, 12 (4), 490-494.
- Castro, M. A. F. (2005). Lesões no basquetebol português: Enquadramento epidemiológico e análise biomecânica de um evento incitador da entorse do tornozelo. Universidade Técnica de Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Chen, W. C., Hong, W. H., Huang, T. F. (2006). Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. Department of Sports Medicine - China Medical University; Taiwan.
- Chen, H., Tsung, H., Szu, L. & Fong., S. (2011). Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *BioMedical Engineering Online*.

- Cohen, H. (2001). Neurociência para fisioterapeutas: Incluindo correlações clínicas (2ª Ed.). São Paulo: Manole.
- Correia, P. & Mil-Homens, P. (2004). Electromiografia no Estudo do Movimento Humano. Cruz Quebrada.
- Coutinho, J. & Vasconcelos, J. (2009). Notícias de Bandas Neuromusculares nº1 (1ª Ed.).
- Coutinho, J. & Vasconcelos, J. (2010). Notícias de Bandas Neuromusculares nº1 (2ª Ed.).
- Dantas, J. A. & Silva, M. R. (2007). *Frequência das Lesões nos Membros Inferiores no Futsal Profissional*. Trabalho baseado na monografia "A incidência das lesões nos membros inferiores no Futsal profissional" para obtenção de Licenciatura em Motricidade Humana. Porto: Universidade Fernando Pessoa.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 13, (2), 135-163.
- Dias, A., Correia, P. P., Esteves, J., & Fernandes, O. (2012). A influência do Treino Proprioceptivo no Tempo de Latência dos Músculos Peroniais Laterais, Gêmeo Externo e Tibial Anterior. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 4(2), 42-50.
- Dounskaia, N. (2005). The internal model and the leading joint hypothesis: implications for control of multi-joint movements. *Exp Brain Res*, 166 (1), 1-16.
- Dubin, J. C., Comeau, D., McClelland, R. I., Dubin R. A., & Ferrel, E. (2011). Lateral and syndesmotric ankle sprain injuries: a narrative literature review. *Journal of Chiropractic Medicine*, 10, 204-219.
- Eckburg, M. L. (2008). *Sex and foot posture affects ground reaction forces during a single-leg drop landing*. Tese de mestrado em Ciências do Desporto e Recreação. Ohio University.
- Esteves, J., Melo S. F. M., Cabri, J. (2005). *Influência da Ligadura Funcional da Tibio-Társica no Tempo de Reação dos Músculos Peroniais*. 2005, Universidade Técnica de Lisboa - Faculdade de Motricidade Humana: Cruz-Quebrada, 271.
- Fu, T. C., Wong, A. M., Pei, Y. C., Wu, K. P., Chou, S. W. & Lin, Y. C. (2008). Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes - a pilot study. 2: 198-201.
- Giza, E., Fuller, C., Junge, A. & Dvorak, J. (2003). Mechanisms of Foot and Ankle Injuries in Soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 31 (4), 550-554.
- Guy, S. (2002). Kinesiology of gait In: Science E, editor. *Kinesiology of the Musculoskeletal System* (1ª Ed.). New York.
- Guyton, A. C. & Hall, J. E. (2006). *Textbook of medical physiology* (5ª Ed.). China: Elsevier Saunders.
- Halseth, T., McChesney, J. W., DeBeliso, M. Vaughn, R. & Jeff (2004). The effects of KinesioTM Taping on Proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*, (3), 1-7.
- Hammer, W. I. (2006): *Functional Soft-tissue Examination and Treatment by Manual Methods* (3rd ed.). Boston: Jones & Bartlett Publishers.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 361-347.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hagg, G. (1999). *SENIAM 8: European Recommendations for surface ElectroMyography*, Enschede, The Netherlands, Roessingh Research and Development.
- Hertel, J. (2002) Functional anatomy pathomechanics and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 37 (4), 364-75.
- Holmes, A. & Delahunt, A. (2009). Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sports Medicine*, 39 (3), 207-224.
- Hopkins, T., McLoda, T., McCaw, S. (2007) Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. *Eur J Appl Physiol*. (99), 371-378.

- Junge, A., & Dvorak, J. (2010). Injury risk of playing football in Futsal World Cups. *Br J Sports Med*, 44, 1089-1092.
- Kase, K., Wallis, J. & Kaze, T. (2003). *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method* (2ª Ed.). Tokyo: Japan.
- Kaya, E. Zinnuroglu, M. & Tucu, I. (2011). Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clin Rheumatol* (30), 201–207.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, P. G. & Romani, W. A. (2005). *Muscles Testing and Function With Posture and Pain* (5ª Ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Kernozek, T. Durall, C. J., Friske, A. & Mussallem, M. (2008). Ankle Bracing, Plantar-Flexion Angle and Ankle Muscle Latencies During Inversion Stress in Healthy Participants. *Journal of Athletic Training*, 43 (3).
- Kinesio Taping Association International (2007). What is kinesio taping?, Recuperado em Agosto 11, 2011, a partir de <http://www.kinesiotaping.com>.
- Konradsen, L. (2002). Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 199-203.
- Krosshaug, T., Andersen, T. E. Olsen, O., Myklebust, G. & Bahr, R. (2005). Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities. *Br J Sports Med*, 39 (6), 330-339.
- Kubacki, M., Nazalek, A., Trela, E., & Zukow, W. (2011). Use KinesioTaping method as a support of classical massage in the pain syndromes of lumbar-sacral segment spine of basketball players. *Journal of Health Sciences*, 1 (4), 21-45.
- Kumbrik, B. (2012). *K Taping*. Berlin:Springer-Verlag.
- Lopes, B. M. S. (2008). A Importância do Treino Proprioceptivo na Prevenção da Entorse do Tornozelo em Futebolistas. Dissertação de Monografia apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.
- Magee, D. J. (2006). *Orthopedic Physical Assessment* (4ª Ed.). St. Louis: Saunders Elsevier.
- Matias, R. & Gamboa, H. (2005). Avaliação do Movimento e Função Humana: Análise cinemática tridimensional e Electromiografia. *EssFisioOnline*, 1 (3), 38-51.
- Miller, M. D. & Hart, J. M. (2008). *Clinics In Sports Medicine*. Elsevier Inc.
- Motte, S. J., Arnold, B. L., Ross, S. E., Pidcoe, P. E. (2009). Kinesio Tape At The Ankle Increases Hip Adduction During Dynamic Balance In Subjects With Functional Ankle Instability”, *Supplement to Journal of Athletic Training*, 44, (3), 2009, 5-27.
- Mundermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N. & Stefanyshyn, D. J. (2003). Orthotic Comfort Is Related to Kinematics, Kinetics, and EMG in Recreational Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, (10), 1710-19.
- Nelson (2007). Motor recovery strategies after Stroke. *Top Stroke Rehabil*, 14 (4), 59-66.
- Norkin, C. C. (2003). *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry* (3Ed). Estados Unidos da América: F. A. Davis Company.
- Oatis, C. (2009). *Kinesiology – The mechanics & pathomechanics of human movement* (2ª ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- O’Driscoll, J., & Delahunt, E. (2011). Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: A systematic review and best evidence synthesis. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 3 (19), 1-20.
- Oliveira, P. T. A. B. (2009). The effectiveness of the proprioception training in ankle rehabilitation – A Systematic Review. Universidade Técnica de Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- O’Loughlin, P. F., Hodgkins, C. W., & Kennedy, J. G. (2008). Ankle Sprains and Instability in Dancers. *Clinic in Sports Medicine*, 27, 247-262.

- Osterhues, D. J. (2004). The use of kinesio taping in the management of traumatic patella dislocation. A case study. *Physiotherapy Theory in Practice* (20) 267 – 270.
- O'Sullivan, D., & Bird, S. P. (2011). Utilization of Kinesio Taping fo Fascia Unloading. *International Journal of athletic Therapy & Training*. 16(4), 21-27.
- Perry, J. (2005a). Sistemas de Análise de Marcha, 2. Manole.
- Perry, J. (2005b). Análise de marcha – Marcha normal, 1. Manole.
- Peterson, L. & Renstrom, P. (2001). *Sports Injuries Their Prevention and Treatment*. (3ªEd.). United Kingdom: Martin Dunitz, Lda.
- PLUX, Wireless Biosignals S.A. (2011). *Sistema de biofeedback para reabilitação física*. Lisboa.
- Reis, I. (2011). Implicações de um programa de prevenção de lesões na performance de jovens jogadores de futsal. Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Desenvolvimento Motor, apresentado à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.
- Reis, M. & Oliveira, R. (2012). A Instabilidade Crónica da Articulação Tibio-Társica: Etiologia, Fisiopatologia e Métodos de Medição e Avaliação. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 6(1), 6-16.
- Riemann, B. L. & Lephart, S. M., (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37 (1), 71-9.
- Sahrmann, S. (2002). *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes* Missouri: Mosby.
- Santos, C. & Matias, R. (2008). Descrição de um plano de Intervenção em Fisioterapia com um sujeito com Síndrome de Conflito Sub-Acromial, com auxílio de Biofeedback Electromiográfico: Estudo de Caso. *EssFisiOnline*, 4(3),42-56.
- Serfontein, J. H. (2009). A prediction model for the prevention of soccer injuries amongst youth players. Thesis submitted for the degree Philosophiae Doctor in Educational Sciences. Potchefstroom Campus: North-West University.
- Sijmonsma, J. (2007). *Manual Taping Neuro Muscular*. Portugal: ANEID Press.
- Slupik, A., Dwornik, M., Bialoszewski, D. & Zych, E. (2007). Effect of Kinesio Taping on Bioelectrical Activity at *Vastus medialis* Muscle. Preliminary report. *Ortop Traumatol Rehabil*. 9 (6), 644-51.
- Stein (2004). Motor recovery strategies after Stroke. *Top Stroke Rehabil*, 11 (2), 12-22.
- Thelen, M. D., Dauber, J. A., Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: A randomized, double-blinded, clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 38(7) 389-95.
- Voight, M., Hoogenboom, B. & Prentice, W. (2007). *Musculoskeletal interventions: Techniques for therapeutic exercise*. New York: McGraw-Hill.
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., De Clercq, D. (2005). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait Posture*, 21 (4), 379-87.
- Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaest, P., De Clercq, D. (2002). Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of Athletic Training*, 37, 487-93.
- Wong, P., & Hong, Y. (2005). Soccer Injury in the lower extremities. *Br Journal of Sports Medicine*, 39, 437-482.
- Yoshida, A. & Kahanov, L. (2011): The Effect of Kinesio Taping on Lower Trunk Range of Motions. *Research in Sports Medicine*, (15), 2, 103-112.



## **8.1 Anexo 1 – Carta para autorização do estudo**

Exmo. Sr. Director Geral da Secção de Futsal

**Assunto:** Autorização para a realização de um projecto de investigação no âmbito do Mestrado em Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

O pedido da autorização vem da parte do fisioterapeuta Sérgio Miguel Loureiro Nuno, que exerce a sua atividade no escalão sénior de futsal do Clube de Futebol “Os Belenenses” e frequenta a 1ª edição de Mestrado em Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, coordenado pela Professora Doutora Isabel Coutinho.

Este estudo cujo título é: “Análise da influência da aplicação de *Kinesio Tape* na ativação muscular durante um passe de futsal” apresenta como objetivo geral a análise da variação eletromiográfica, antes e depois da aplicação de bandas neuromusculares, na execução de um gesto específico da modalidade de futsal, o passe.

Para a realização desta investigação necessitamos de aplicar os instrumentos de avaliação do estudo, aos atletas (profissionais) que representam o escalão sénior de futsal do Clube de Futebol “Os Belenenses”, sendo respeitada a disponibilidade espaço-temporal das instalações do clube. O normal funcionamento dos treinos e preparação dos mesmos nunca será colocada em causa. Se assim o entender, pode-se combinar previamente com o responsável do estudo, o momento mais oportuno para a recolha dos dados.

Assim, solicitamos a Vossa Ex.<sup>a</sup> autorização para aplicação do estudo.

Grato pela atenção.

Lisboa, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012

## **8.2 Anexo 2 – Termo de consentimento informado à direção do clube**

## TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

---

Eu \_\_\_\_\_, Director Geral da Secção de Futsal do Clube de Futebol “Os Belenenses”, autorizo a recolha e divulgação dos dados recolhidos junto da população dos atletas seniores de futsal masculino, para a elaboração do estudo a ser realizado pelo fisioterapeuta Sérgio Miguel Loureiro Nuno, que frequenta a 1ª edição de Mestrado em Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

Esta autorização foi concedida após contacto prévio em que foi explicado o objetivo do estudo e garantido o normal funcionamento do trabalho da equipa, do qual o mestrando também está inserido.

Permito a divulgação de fotografias do espaço interior das instalações do clube que estejam relacionadas com o conteúdo do trabalho a ser realizado.

\_\_\_\_\_  
(Assinatura do Director Geral da Secção de Futsal)

\_\_\_\_\_  
(Assinatura do investigador)

Lisboa, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012

### **8.3 Anexo 3 – Termo de consentimento informado aos atletas**

## TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO PARA PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

---

**Tema da Investigação:**

“Análise da influência da aplicação de *Kinesio Tape* na ativação muscular durante um passe de futsal”

**Mestrando:**

Sérgio Nuno

**Orientador:**

Pedro Rebelo, Docente da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

**Co-Orientador:**

Tiago Atalaia, Docente da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa e Universidade Lusíada de Lisboa

---

Eu \_\_\_\_\_, abaixo identificado e firmado, declaro ter sido informado claramente sobre todos os objectivos e procedimentos do presente estudo.

Reconheço que os procedimentos desta investigação me foram explicados e que todas as questões foram esclarecidas de forma clara e inequívoca, durante a sessão de esclarecimento.

Expresso a minha concordância em participar no referido estudo, assumindo a responsabilidade de estar disponível para facultar a informação requerida pelo investigador, bem como estar disponível para a recolha de dados.

Compreendo que tenho o direito de colocar, agora ou durante o desenvolvimento do estudo, qualquer questão relacionada com o mesmo. Exponho ainda que fui informado do direito de recusar a participação no estudo.

\_\_\_\_\_  
(Assinatura do atleta)

\_\_\_\_\_  
(Assinatura do investigador)

Lisboa, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012

## **8.4 Anexo 4 – Folha de registo**

## Folha de registo

### Identificação do participante:

Nome Completo: _____
Contacto: _____ Morada: _____

### Dados:

Género: _____	Data de nascimento: ____ / ____ / ____	Idade: _____
Peso (Kg): _____	Altura (cm): _____	IMC: _____
Membro dominante: _____	Número do calçado: _____	
Modalidade desportiva: <u>FUTSAL</u>	Escalão: <u>SÉNIOR</u>	

### Critérios que excluem o participante de integrar o estudo:

	Sim	Não
Clinicamente apto para todos os jogos oficiais na presente época		
Realizou qualquer tipo de treino físico nas últimas 24 horas		
Sintomatologia e/ou afecção clínica que influencie a normal funcionalidade do tornozelo		

## **8.5 Anexo 5 - Procedimento geral da recolha de dados**

## Procedimento geral de recolha de dados

### Check-list

Preparação do <i>setup</i> experimental		<input type="checkbox"/>
Definição da zona de execução do gesto técnico		<input type="checkbox"/>
Preparação para a colocação dos eléttodos		<input type="checkbox"/>
Colocação dos eléttodos		<input type="checkbox"/>
Canal 1	Tibial anterior (Membro de suporte)	<input type="checkbox"/>
Canal 2	Longo peroneal (Membro de suporte)	<input type="checkbox"/>
Canal 9	Eléttodo referência	<input type="checkbox"/>
Contração isométrica máxima		<input type="checkbox"/>
Ligar câmaras para captação da recolha de dados		<input type="checkbox"/>
Iniciar a recolha		<input type="checkbox"/>

### Grelha de recolha

Participante	Passe (gesto técnico)	Check Passe	Observações	
Nº _____	1	<input type="checkbox"/>	_____	
	2	<input type="checkbox"/>	_____	
	3	<input type="checkbox"/>	_____	
	4	<input type="checkbox"/>	_____	
	<b>Avaliação PLUX</b>	<input type="checkbox"/>	_____	
	5	<input type="checkbox"/>	_____	
	6	<input type="checkbox"/>	_____	
	7	<input type="checkbox"/>	_____	
	8	<input type="checkbox"/>	_____	
	9	<input type="checkbox"/>	_____	
	10	<input type="checkbox"/>	_____	
	-----		-----	
	11	<input type="checkbox"/>	_____	
	12	<input type="checkbox"/>	_____	
	13	<input type="checkbox"/>	_____	
	<b>Avaliação PLUX + Kinesio Tape ( _____ )</b>	<input type="checkbox"/>	_____	
	14	<input type="checkbox"/>	_____	
	15	<input type="checkbox"/>	_____	
	16	<input type="checkbox"/>	_____	
	17	<input type="checkbox"/>	_____	
	18	<input type="checkbox"/>	_____	
	19	<input type="checkbox"/>	_____	
	20	<input type="checkbox"/>	_____	
	-----		-----	
	21	<input type="checkbox"/>	_____	
	22	<input type="checkbox"/>	_____	
	23	<input type="checkbox"/>	_____	
	<b>Avaliação PLUX + Kinesio Tape ( _____ )</b>	<input type="checkbox"/>	_____	
	24	<input type="checkbox"/>	_____	
	25	<input type="checkbox"/>	_____	
26	<input type="checkbox"/>	_____		
27	<input type="checkbox"/>	_____		
28	<input type="checkbox"/>	_____		
29	<input type="checkbox"/>	_____		
30	<input type="checkbox"/>	_____		

## **8.6 Anexo 6 – Rotinas MATLAB para processamento de dados**

## Rotinas MATLAB

```
% *****
%                               João Rocha Vaz
% *****
clear all;clc;
%*****
%*   Condições iniciais   *
%*****
SR = 1000; dt = 1/SR; %Frequência de amostragem EMG
cut1 = 500; cut2 = 10; %Condições de Filtragem para o BandPass
cutOff = 12; n = 4; %Condições de Filtragem LowPass
%*****
ext = '.txt';
%*****
suj = input('Introduza o nome do sujeito : ','s');
sujeito = str2double(suj);
tempos = load(['kin' suj ext]);

MVCTA = load([suj '_MVCTA' ext]);
MVCLP = load([suj '_MVCLP' ext]);

TAmvc = (MVCTA(:,4)*5/4096)-mean(MVCTA(:,4)*5/4096);
TAmvc_F = HPassF(TAmvc,cut1,cut2,SR);
TAmvc_R = abs(TAmvc_F);
TAmvc_S = LPassF(TAmvc_R,cutOff,n,SR);

LPmvc = (MVCLP(:,5)*5/4096)-mean(MVCLP(:,5)*5/4096);
LPmvc_F = HPassF(LPmvc,cut1,cut2,SR);
LPmvc_R = abs(LPmvc_F);
LPmvc_S = LPassF(LPmvc_R,cutOff,n,SR);

[vmaxTAmvc imaxTAmvc] = max(TAmvc_S);
[vmaxLPmvc imaxLPmvc] = max(LPmvc_S);
MVCmax(:,1) = mean(TAmvc_S(imaxTAmvc-50:imaxTAmvc+50,:));
MVCmax(:,2) = mean(LPmvc_S(imaxLPmvc-50:imaxLPmvc+50,:));

for k = 1:3

task = input('Introduza a tarefa (SB, TA, LP): ','s');

if task == 'SB'
    kinTimes = tempos(1:10,:).*1000;
    situacao = 1;
elseif task == 'TA'
    kinTimes = tempos(11:20,:).*1000;
    situacao = 11;
elseif task == 'LP'
    kinTimes = tempos(21:30,:).*1000;
    situacao = 21;
```

```

end

nome = {
    [suj '_' task '03' ext];
    [suj '_' task '03' ext];
    [suj '_' task '03' ext];
    [suj '_' task '04' ext];
    [suj '_' task '05' ext];
    [suj '_' task '06' ext];
    [suj '_' task '07' ext];
    [suj '_' task '08' ext];
    [suj '_' task '09' ext];
    [suj '_' task '10' ext];
};
nfiles = length(nome);      % Número de Ficheiros

for j = 1:nfiles
    file = char(nome(j));
    RawDados = load(file);
    lgh = length(RawDados);

    for i=1:length(RawDados)
        if RawDados(i,2)>0.1
            syncPlux=i;
            break
        end
    end
    syncLED = kinTimes(j,:)-kinTimes(j,1);
    syncEMG = syncLED + syncPlux;

    musculos(:,1) = (RawDados(:,4)*5/4096)-mean(RawDados(:,4)*5/4096);
    musculos(:,2) = (RawDados(:,5)*5/4096)-mean(RawDados(:,5)*5/4096);

    for i = 1:2
        musculosF(:,i) = HPassF(musculos(:,i),cut1,cut2,SR,lgh);
        musculosR(:,i) = abs(musculosF(:,i));
        musculosS(:,i) = LPassF(musculosR(:,i),cutOff,n,SR);
        musculosN(:,i) = musculosS(:,i)/MVCmax(:,i);
    end
    muscles = musculosN((syncEMG(2)-1500):(syncEMG(3)),:);
    sync(1) = 1500;
    sync(2) = syncEMG(3)-syncEMG(2)+1500;
    %% Variáveis % % %
    %% Valor Máximo e Pico Máximo
    plot(muscles(:,1));vline(sync);
    cutTA = ginput(4);
    plot(muscles(:,2));vline(sync);
    cutLP = ginput(4);
    [vmaxTA(1) imaxTA(1)] = max(muscles(cutTA(1,1):cutTA(2,1),1));
    [vminTA(1) iminTA(1)] = min(muscles(cutTA(1,1):cutTA(2,1),1));
    [vmaxTA(2) imaxTA(2)] = max(muscles(cutTA(3,1):cutTA(4,1),1));
    [vminTA(1) iminTA(2)] = min(muscles(cutTA(3,1):cutTA(4,1),1));
    [vmaxLP(1) imaxLP(1)] = max(muscles(cutLP(1,1):cutLP(2,1),2));
    [vminLP(1) iminLP(1)] = min(muscles(cutLP(1,1):cutLP(2,1),2));

```

```

[vmaxLP(2) imaxLP(2)] = max(muscles(cutLP(3,1):cutLP(4,1),2));
[vminLP(1) iminLP(2)] = min(muscles(cutLP(3,1):cutLP(4,1),2));

imax(1,1) = imaxTA(1) + cutTA(1,1);imax(1,2) = imaxTA(2) + cutTA(3,1);
imax(1,3) = imaxLP(1) + cutLP(1,1);imax(1,4) = imaxLP(2) + cutLP(3,1);
onset(1,1) = iminTA(1) + cutTA(1,1); onset(1,2) = iminTA(2) + cutTA(3,1);
onset(1,3) = iminLP(1) + cutLP(1,1); onset(1,4) = iminLP(2) + cutTA(3,1);
maximum(1,1) = vmaxTA(1); maximum(1,2) = vmaxTA(2);
maximum(1,3) = vmaxLP(1); maximum(1,4) = vmaxLP(2);
imax_ms = imax - sync(1);
onset_ms = onset - sync(1);
% Valor Médio das Fases
for i = 1:2
    meanF1(1,i) = mean(muscles(sync(1)-1000:sync(1)-1,i));
    meanF2(1,i) = mean(muscles(sync(1):sync(2)-1,i));
%    meanF3(1,i) = mean(muscles(sync(2):sync(3)-1,i));
end
parameters = [maximum imax_ms onset_ms meanF1 meanF2];
% Exportação
local = situacao + j;
cell_num = num2str(local);
cell = ['C' cell_num];
xlswrite('SNuno',parameters,suj,char(cell));

clear musculos musculosF musculosR musculosS musculosN muscled
end
end

```