

ENEIDA YURI SUDA

**Análise eletromiográfica comparativa de tornozelo durante a  
aterriçagem em jogadores de vôlei com instabilidade crônica**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da  
Universidade de São Paulo para obtenção do título de  
Mestre em Ciências

Área de concentração: Movimento, Postura e Ação  
Humana

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves  
Sacco

São Paulo

2006

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

ENEIDA YURI SUDA

**Análise eletromiográfica comparativa de tornozelo durante a  
aterriçagem em jogadores de vôlei com instabilidade crônica**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da  
Universidade de São Paulo para obtenção do título de  
Mestre em Ciências

Área de concentração: Movimento, Postura e Ação  
Humana

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves  
Sacco

São Paulo  
2006

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

Preparada pela Biblioteca da  
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Suda, Eneida Yuri

Análise eletromiográfica comparativa de tornozelo durante a aterrissagem em jogadores de vôlei com instabilidade crônica / Eneida Yuri Suda. -- São Paulo, 2006.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional.

Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana.

Orientador: Isabel de Camargo Neves Sacco.

Descritores: 1.Tornozelo 2.Instabilidade articular 3.Atividade motora  
4.Eletromiografia 5.Esportes

USP/FM/SBD-212/06

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha profunda gratidão:

À Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco por sua orientação dedicada, por sua contribuição ao meu desenvolvimento pessoal e profissional, por estar sempre disponível e preocupada com minha formação, e por tudo que me ensinou nesses quase quatro anos de convivência.

Aos membros do Laboratório de Biomecânica pelo companheirismo e pelos momentos agradáveis compartilhados.

Aos atletas que se disponibilizaram a participarem desse projeto, e aos seus técnicos, que permitiram que seus atletas participassem, em especial ao Rodolfo, assistente técnico do time do Banespa, que acreditou nesse projeto e esteve sempre à total disposição.

À Tatiana de Almeida Bacarin, à Paula Marie Akashi e à Carla Sonsino Pereira Dinato, minhas companheiras de mestrado, pela amizade, por terem me ajudado a suportar os momentos mais difíceis e por estarem sempre prontas para ajudar no que fosse preciso.

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte, que sempre esteve à completa disposição para esclarecer nossas dúvidas.

Aos meus colegas, professores da Unicapital, pelo coleguismo, respeito, suporte profissional e emocional, e também pela ajuda nos momentos difíceis, em especial à Raquel, à Marcinha (Márcia Berlanga), à Lea, ao Maurício e à Eliane, pela amizade excepcional.

Aos meus pais, pelo amor incondicional, confiança plena e suporte que me deram durante toda a minha vida. E ao meu irmão, pelo companheirismo, e simplesmente por ser a pessoa que ele é.

Ao Heiji, companheiro de todas as horas, por seu amor, dedicação e companheirismo incondicionais, por ser quem é, e por estar comigo em todos os momentos, dos mais alegres aos mais difíceis.

E a Deus, que tem permitido a realização dos meus sonhos.

## NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver)

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª. Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

## SUMÁRIO

Resumo

Summary

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	<b>4</b>
2.1. Objetivo Geral .....	4
2.2. Objetivos Específicos.....	4
<b>3. REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>6</b>
3.1. A Prática do Voleibol e suas Relações com Lesões no Aparelho Locomotor .....	6
3.2. Descrição biomecânica do complexo articular do tornozelo e pé e do entorse de tornozelo.....	9
3.3. Instabilidade Funcional de Tornozelo: aspectos patológicos e biomecânicos.....	13
3.4. Formas de avaliação e diagnóstico da Instabilidade de tornozelo .....	22
<b>4. MÉTODOS</b> .....	<b>31</b>
4.1. Casuística .....	31
4.2. Protocolo experimental .....	32
4.2.1. <i>Entrevista pessoal</i> .....	33
4.2.2. <i>Avaliação clínica</i> .....	33
4.2.3. <i>Avaliação biomecânica</i> .....	34
4.3. Tratamento matemático dos dados.....	39
4.4. Tratamento estatístico dos dados .....	49
<b>5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS</b> .....	<b>51</b>
<b>6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS</b> .....	<b>59</b>
<b>7. CONCLUSÕES</b> .....	<b>66</b>
<b>8. ANEXOS</b> .....	<b>68</b>
<b>9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>74</b>

Apêndice

## RESUMO

Suda EY. *Análise eletromiográfica comparativa de tornozelo durante a aterrissagem em jogadores de vôlei com instabilidade crônica* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2006. 95p.

**INTRODUÇÃO:** O entorse de tornozelo é uma das lesões esportivas mais comuns, especialmente em modalidades em que os atletas têm que saltar e aterrissar sobre apenas um pé com alta frequência, como no voleibol. Nessa modalidade, 90% dos entorses de tornozelo ocorrem durante a aterrissagem, após o movimento de bloqueio. A complicação mais comum após entorses de tornozelo é a instabilidade funcional (IF), acometendo até 52% dos atletas que sofreram entorse de tornozelo. A IF é definida por queixas de falseios e entorses recorrentes após o entorse de tornozelo, sem que haja evidências clínicas de lesão ligamentar. Indivíduos com IF apresentam falseios, entorses de repetição, dificuldade de andar e correr em superfícies irregulares e de realizar saltos e mudanças de direção. Assim, a IF é extremamente prejudicial para a prática do voleibol, pois interfere na realização dos fundamentos envolvidos na modalidade, levando a uma performance deficiente. O objetivo desse estudo foi descrever, interpretar e comparar os padrões de atividade muscular e deslocamentos angulares de tornozelo e pé em jogadores de voleibol com e sem IF de tornozelo durante a execução da aterrissagem após a manobra do bloqueio. Foi avaliada a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio lateral (GL) e o ângulo do tornozelo no plano sagital no momento da aterrissagem de forma a investigar padrões de comportamento biomecânico adaptado ou alterado do padrão esperado. **MÉTODOS:** Foram analisados 21 sujeitos com IF do tornozelo (GI), e 19 sujeitos sem queixas (GC). O ciclo de movimento foi considerado como o período correspondente entre o desprendimento do solo e 200ms após o impacto, sendo algumas variáveis analisadas para duas fases distintas: pré-aterrissagem (100ms que antecederam o momento do impacto) e pós-aterrissagem (200ms após o impacto). Calcularam-se os valores de RMS, os envoltórios lineares e os momentos e magnitudes dos picos máximos de ativação para os três músculos estudados de ambos os grupos. O início da atividade muscular e o índice de co-contração para os pares de músculos extensores e flexores, e inversores e eversores, também foram determinados. **RESULTADOS:** Em indivíduos com IF, o TA apresenta um pico máximo de ativação de maior magnitude (GC=68,5±17,2; GI=81,2±28,8) e mais tardio no ciclo de movimento (GC=-13,8±3,5; GI=-17,2±2,9), e maior valor de RMS pós-aterrissagem (GC=48,0±13,2; GI=57,9±20,0). O FL apresentou um pico máximo de ativação de menor magnitude (GC=72,9±27,3; GI=59,1±16,0) e mais tardio (GC=-2,25±7,4; GI=-5,6±6,5), e um menor valor de RMS pré-aterrissagem (GC=55,6±29,3; GI=39,2±12,1). O GL apresentou um início de atividade muscular mais precoce (GC=13,4±3,4; GI=11,5±1,8). Além disso, no grupo controle o FL e o GL apresentaram uma ativação mais precoce no ciclo do movimento e praticamente simultânea, sendo o TA ativado depois (TA=8,0±6,4; FL=13,5±4,2; GL=13,4±3,4), enquanto no grupo com IF os três músculos ativam de forma praticamente simultânea (TA=6,9±7,6; FL=12,1±3,4; GL=11,5±1,8). **CONCLUSÕES:** Esses resultados sugerem padrões de ativação muscular que podem predispor o atleta à condição de instabilidade, mesmo na ausência de lesão anatômica. Assim, durante a reabilitação é necessário dar ênfase na recuperação do controle e da função muscular.

Descritores: tornozelo, instabilidade articular, atividade motora, eletromiografia, esportes

## SUMMARY

Suda,EY. *Comparative electromyographic analysis of ankle muscles during landing in volleyball players with chronic instability* [dissertation]. Sao Paulo: Faculty of Medicine, University of Sao Paulo, SP (Brazil); 2006. 95 p.

**INTRODUCTION:** The ankle sprain is one of the most common injuries in athletes, particularly in sports in which participants frequently jump and land on one foot, like in Volleyball. 90% of ankle injuries in volleyball occur during landing after a blocking maneuver. The most common complication following ankle sprains is functional instability (FI), affecting 52% of the athletes that have suffered an ankle sprain. Functional ankle instability has been defined as a tendency for the foot to give away after an ankle sprain with no evidence of ligament injuries. Subjects with FI suffer recurrent ankle sprains, report a subjective feeling of the ankle giving away, difficulties in walking and running in irregular surfaces and in performing jumps and cutting maneuvers. Hence, FI is an impairing condition for volleyball performance since it interferes in its basic skills. The purpose of this study was to describe, interpret and compare the EMG activation patterns and the angular variation of the ankle in volleyball players with and without FI during landing after the blocking movement. The EMG activity of tibialis anterior (TA), peroneus longus (PL) and gastrocnemius lateralis (GL) and the angular position of the ankle during landing were evaluated in order to investigate the patterns of biomechanical behavior that could be altered or adapted in relation to the expected pattern. **METHODS:** Twenty-one subjects with FI (IG) and 19 control ones (CG) were studied. The cycle of movement analyzed was the time period between take-off and 200ms after the moment of impact. Some of the variables were analyzed for two different phases: pre-landing (from 100 ms before impact to the moment of impact) and pos-landing (from impact to 200ms after impact). The RMS values, the linear envelopes, and the time and magnitude of peak occurrence were determined for the three studied muscles and for both groups. It was also determined the timing of onset activity for TA, PL, and GL and the co-activation index for TA and PL, and for TA and GL. **RESULTS:** in individuals with FI, TA presented a higher (CG=68.5±17.2; IG=81.2±28.8) and later peak of activation (CG=-13.8±3.5; IG=-17.2±2.9) and a higher RMS value pos-landing (CG=48.0±13.2; IG=57.9±20.0). PL showed a lower (CG=72.9±27.3; IG=59.1±16.0) and later peak of activation (CG=-2.25±7.4; IG=-5.6±6.5), and a lower RMS value pre-landing (CG=55.6±29.3; IG=39.2±12.1). GL showed an earlier onset activity (CG=13.4±3.4; IG=11.5±1.8). Besides that, in control group PL and GL activated first and simultaneously, and TA presented a later activation (TA=8.0±6.4; PL=13.5±4.2; GL=13.4±3.4), while in subjects with FI all the three muscles activated simultaneously (TA=6.9±7.6; PL=12.1±3.4; GL=11.5±1.8). **CONCLUSIONS:** These results suggest that individuals with FI present a pattern of muscular activity that predispose them to ankle sprains, even in the absence of an anatomical damage. So, during rehabilitation emphasis should be given in the recovery of muscular control and function.

Uniterms: ankle, joint instability, motor activity, electromyography, sports

## 1. INTRODUÇÃO

Uma das lesões esportivas mais comuns é o entorse de tornozelo<sup>1,2,3,4,5,6,7,8</sup>, sendo essa lesão, da mesma forma, a mais prevalente entre os praticantes de voleibol<sup>9</sup>. O entorse por inversão contribui para 85% dos entorses<sup>2,4,5,8</sup>. Cerca de 15 a 60% dos casos de entorse de tornozelo por inversão evoluem para um quadro de sintomas crônicos que prejudicam a performance do atleta<sup>5,6,7,10</sup>.

A queixa mais comum após a lesão é a de instabilidade funcional, ou seja, essa queixa se desenvolve mesmo após a cicatrização dos ligamentos, com esses indivíduos não apresentando alterações de amplitude de movimento, força muscular, dor à palpação, edema ou instabilidade ao exame físico<sup>5</sup>. Assim, a instabilidade funcional é um quadro formado por um conjunto de sintomas tardios, que se desenvolvem após a resolução da lesão ligamentar inicial, isto é, após o desaparecimento dos sintomas mais agudos de edema, calor local, dor ao repouso, dor ao movimento e aos movimentos específicos que stressam os ligamentos lesados, dor à palpação dos mesmos ligamentos, dor à descarga de peso, e dor ao andar<sup>11</sup>. Os sintomas observados são: entorses de recorrência<sup>3,12,13,14,15,16,17,18,19,20</sup>, falseios<sup>3,5,12,13,14,15,16,17,18,20,21,22,23</sup>, e dificuldade de andar ou correr em superfícies irregulares<sup>13</sup>. Alguns indivíduos desenvolvem essas mesmas queixas, porém apresentam ao exame físico alterações do complexo ligamentar lateral, havendo uma frouxidão ligamentar patológica. Nesses casos, diz-se que esses indivíduos apresentam instabilidade mecânica<sup>5,14,24,25</sup>.

Como a instabilidade funcional é definida por meio das queixas de falseio e entorses de repetição apresentadas pelos indivíduos, apresenta caráter subjetivo. Por ser uma queixa

subjetiva, não há ainda uma ferramenta objetiva específica capaz de definir o grau de instabilidade funcional de um indivíduo. Da mesma forma que é difícil de mensurar, ainda é difícil determinar qual a melhor forma de tratar os quadros de instabilidade crônica, pois uma vez que ainda há divergências a respeito da real etiologia da instabilidade funcional<sup>26</sup>, ainda é difícil determinar qual é a melhor linha de tratamento para esses casos.

Assim, embora a instabilidade funcional tenha sido bastante estudada na literatura, ainda é uma condição extremamente comum após a recuperação de uma lesão ligamentar devido a um entorse. Desta forma, pode-se entender que tais produções ainda não foram suficientes para modificar as condutas adotadas como tratamento ou prevenção destes quadros. Lesões consideradas de grau leve e moderado são tratadas de forma conservadora<sup>13</sup>, portanto a Fisioterapia apresenta um papel importante no tratamento de pacientes que sofreram um entorse de tornozelo, pois é necessário que o atleta volte a ter um nível funcional igual ao da condição pré-lesão.

A grande maioria dos estudos biomecânicos que investigaram a instabilidade funcional avaliou a resposta do aparelho locomotor em condições de movimentos simulados que envolviam o mecanismo da lesão, ou seja, em situações em que há uma inversão súbita do pé por meio de aparatos construídos para tal fim<sup>4,12,27,28,29,30,31,32,33</sup>. A maioria desses estudos levou à conclusão que uma das prováveis causas da instabilidade funcional seja a presença de um torque inversor maior do que um torque eversor ao redor da articulação do tornozelo, ou a presença de um torque eversor deficiente associado a uma resposta proprioceptiva também deficiente em situações que levam a uma inversão súbita do pé. Portanto, a ênfase no treinamento proprioceptivo e no fortalecimento dos músculos eversores do pé durante a reabilitação tem sido amplamente preconizada. Mas, ainda assim, a instabilidade funcional é bastante freqüente.

Embora a atividade muscular de tornozelo já tenha sido amplamente estudada em indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo, destaca-se que esses estudos foram feitos em condições extremamente controladas, e poucos estudos enfocaram condições mais funcionais, presentes na prática de uma modalidade esportiva, tal como o que se propõe no presente estudo. Além disso, não se atribui a nada físico ou funcional as causas das queixas de instabilidade funcional, tal como também se propõe no presente estudo.

## 2. OBJETIVOS

### 2.1. Objetivo Geral

O presente estudo visa descrever e comparar a atividade muscular e o deslocamento angular de tornozelo e pé durante a execução de uma habilidade motora do voleibol em indivíduos com e sem instabilidade funcional crônica de tornozelo: aterrissagem após o bloqueio.

### 2.2. Objetivos Específicos

- Descrever e comparar variáveis eletromiográficas unilaterais dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio lateral e fibular longo - durante a fase de movimento que antecede a aterrissagem no movimento de bloqueio do voleibol entre jogadores com e sem instabilidade crônica funcional de tornozelo.
- Descrever e comparar variáveis eletromiográficas unilaterais dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio lateral e fibular longo - durante a fase de movimento que ocorre logo após a aterrissagem no movimento de bloqueio do voleibol entre jogadores com e sem instabilidade crônica funcional de tornozelo.
- Descrever e comparar o ângulo do tornozelo no plano sagital no momento da aterrissagem após o bloqueio no voleibol entre jogadores com e sem instabilidade crônica funcional de tornozelo.

A hipótese fundamental e geral do estudo é a de que indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo apresentam padrões de ativação muscular alterada, em especial nos músculos que estabilizam o complexo tornozelo-pé durante a aterrissagem, e apresentam também alterações cinemáticas nos momentos em que grandes torques inversores são gerados no complexo tornozelo-pé. Três hipóteses específicas são levantadas: (1) esses músculos apresentam menor ativação nos indivíduos com instabilidade funcional; (2) esses músculos apresentam uma ativação atrasada em relação ao momento em que um torque inversor é gerado no complexo pé-tornozelo – momento da aterrissagem no bloqueio; (3) o complexo tornozelo-pé encontra-se em uma posição de maior extensão no momento da aterrissagem.

O reconhecimento desses padrões alterados permitir-nos-á identificar a origem de uma das possíveis causas da instabilidade funcional em uma população de atletas. Esse reconhecimento é de suma importância, uma vez que pode ajudar a elucidar a causa do problema, delineando uma linha de tratamento para indivíduos que sofreram um entorse de tornozelo, e, assim, prevenir o desenvolvimento da instabilidade, ou no tratamento de indivíduos que já apresentam instabilidade, diminuindo esta incapacidade no atleta.

### 3. REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA

#### 3.1. A Prática do Voleibol e suas Relações com Lesões no Aparelho Locomotor

Hoje o voleibol é considerado uma das três maiores modalidades esportivas do mundo em termos de jogadores ativos. A Federação Internacional conta com 218 confederações afiliadas e 33 milhões atletas afiliados<sup>34</sup>.

No Brasil, a modalidade tem ganhado destaque nos últimos anos devido às ótimas participações em campeonatos internacionais. Só na categoria adulto masculino, o Brasil foi 23 vezes campeão sul-americano, bi-campeão pan americano, tri-campeão da Liga Mundial, tri-campeão da Copa América, campeão mundial em 2002, e nos Jogos Olímpicos, foi medalha de prata em Los Angeles, 1984, ouro em Barcelona, 1992, e ouro em Atenas, 2004. A seleção adulta feminina foi 11 vezes campeã sul-americana, tri-campeã pan americana, tri-campeã do World Grand Prix e medalha de bronze nas Olimpíadas de Atlanta, 1996, e Sidney, 2000<sup>35</sup>.

Um grande número de modalidades esportivas predispõe o atleta a um tipo de lesão específica do pé e do tornozelo. Modalidades de resistência predispõem a um maior número de lesões por stress, enquanto modalidades de explosão e contato apresentam uma maior incidência de fraturas, entorses e estiramentos<sup>2</sup>.

Uma das lesões esportivas mais comuns é o entorse de tornozelo<sup>1,2,3,4,5,6,7,8</sup>. O entorse por inversão contribui para 85% dos entorses, e sua gravidade vai variar de acordo com a quantidade de força causadora da lesão<sup>2,4,5,8</sup>, e ocorre devido a uma supinação

excessiva do retropé sobre a perna rodada lateralmente logo após o contato inicial do retropé durante a locomoção ou na aterrissagem após um salto<sup>36</sup>.

Os movimentos considerados de maior risco de lesão para os entorses em inversão são os deslocamentos laterais ou movimentos de "cutting", paradas, aterrissagens e giros<sup>28,37</sup>. Sendo assim, o basquetebol é a atividade com maior frequência de movimentos de alto risco (70%), seguido pelo handebol (65%), voleibol (48%), futebol (47%) e tênis (42%)<sup>37</sup>.

Na prática do voleibol, o entorse de tornozelo também se apresenta como o tipo de lesão mais comum<sup>9</sup>.

O voleibol é constituído por seis habilidades fundamentais: serviço ou saque, passe (recepção do serviço), levantamento, ataque, bloqueio e defesa<sup>38</sup>. O saque é a ação de colocar a bola em jogo pelo jogador posicionado na zona de saque<sup>39</sup>. No ataque, o jogador salta o mais alto possível e atinge a bola acima da cabeça, no ponto mais alto do salto, com o objetivo de lançar a bola para a quadra do time adversário. Os jogadores do time adversário irão tentar bloquear o ataque saltando o mais alto possível, com os braços estendidos acima da cabeça a fim de alcançar a bola e forçá-la de volta para o lado da rede do atacante<sup>40</sup>. Bloquear é a ação dos jogadores, próximos à rede, de interceptar a passagem da bola enviada pela equipe adversária, acima do bordo superior da rede. Na defesa, o jogador tenta alcançar a bola atacada, evitando que ela toque a quadra<sup>39</sup>.

Assim, o voleibol torna o atleta suscetível a entorses de tornozelo, uma vez que é necessário saltar e aterrissar sobre apenas um pé com alta frequência<sup>9</sup>. Se a estratégia de aterrissagem for deficiente, um grande torque inversor pode ser gerado no complexo tornozelo-pé, o que, conseqüentemente, levará a uma supinação excessiva, sobrecarregando e lesando o complexo ligamentar lateral do tornozelo<sup>41</sup>.

Aagard e Jørgensen<sup>42</sup> realizaram um estudo epidemiológico retrospectivo com 137 jogadores de elite de voleibol, de ambos os sexos. Os resultados mostraram que a maioria das lesões que ocorreram durante os treinos (55%) eram lesões por stress crônico, enquanto que 74% das lesões que ocorreram durante os jogos, foram lesões agudas. Os locais mais acometidos foram o ombro, o joelho, o tornozelo, e os dedos, sendo a distribuição das lesões homogênea por segmento. Oitenta e seis por cento das lesões de tornozelo foram agudas. Os jogadores mais susceptíveis a lesões foram os de rede, em especial durante a realização dos fundamentos de bloqueio e ataque. O atacante e especialmente o bloqueador apresentaram maior número de lesões no pé e no tornozelo no momento da aterrissagem, sendo quase todas as lesões entorses de tornozelo.

Bahr et al.<sup>38</sup> também realizaram um estudo retrospectivo em relação às lesões sofridas por jogadores de voleibol de nível amador, analisando apenas as lesões de tornozelo. Os principais achados foram que o risco de lesão foi quatro vezes maior durante jogos competitivos do que durante os treinos, e que a maioria das lesões de tornozelo ocorreram na região da rede (90%) após o bloqueio (cerca de dois terços) ou ataque (um terço) quando a aterrissagem foi feita sobre o pé de um jogador do outro time (cerca de metade) ou do mesmo time (cerca de um quarto). Isso pode ser explicado pelo fato de que para serem mais eficientes, os bloqueadores geralmente saltam depois dos atacantes, e uma vez que o atacante aterrissa antes, os bloqueadores têm mais chance de aterrissar sobre o pé do outro jogador.

Em uma revisão bibliográfica, Briner e Kacmar<sup>40</sup> constataram que muitos estudos demonstraram que o entorse do tornozelo é a lesão aguda mais comum no voleibol, correspondendo de 15% a 60% das lesões. O entorse ocorre mais comumente durante a aterrissagem após um bloqueio, e com menor frequência, após o ataque.

Bahr e Bahr<sup>36</sup> realizaram um estudo prospectivo das lesões agudas durante a temporada de 1992-93 da Liga da Federação Norueguesa de Voleibol. Os entorses (65%) e estiramentos (11%) foram os tipos mais freqüentes de lesão aguda, sendo o tipo de lesão mais freqüente o entorse de tornozelo (54% de todas as lesões). Os entorses de tornozelo ocorreram principalmente na aterrissagem após um bloqueio, sendo que 68% foram causados pelo fato de o jogador aterrissar sobre o pé do jogador do time adversário, e 19% por aterrissar sobre o pé de um companheiro de equipe. Em 79% dos casos, o jogador já havia sofrido uma lesão no mesmo tornozelo anteriormente. Verhagen et al.<sup>43</sup> também constataram, por meio de um estudo prospectivo, que o tornozelo é o segmento mais lesado na prática do voleibol, sendo que em seu estudo todas as lesões agudas de tornozelo observadas corresponderam a entorses.

### **3.2. Descrição biomecânica do complexo articular do tornozelo e pé e do entorse de tornozelo.**

De acordo com Jaivin e Ferkel<sup>2</sup>, as principais funções do pé são se adequar a um terreno irregular, fornecer um ponto de apoio firme para realizar o impulso, e absorver choques.

O tornozelo e o pé formam um complexo funcional, já que só são capazes de desempenhar suas funções em conjunto. O complexo tornozelo-pé precisa atingir as demandas de estabilidade e ao mesmo tempo de mobilidade<sup>44</sup>.

A estabilidade de uma articulação deve-se à resistência fornecida pelas estruturas capsulares e ligamentares, pela força dos músculos que cruzam a articulação e pela congruência óssea das superfícies articulares, em especial quando há descarga de peso<sup>7,24</sup>.

A restrição fornecida pelas estruturas cápsulo-ligamentares e pelas superfícies articulares fornecem estabilidade passiva à articulação, enquanto as estruturas miotendíneas fornecem estabilidade ativa<sup>45</sup>. Assim, para ser estável o complexo precisa prover uma base de suporte para o corpo em uma variedade de posturas em que há descarga de peso, sem que haja uma atividade muscular e um gasto energético desnecessários, isto é, a função tem de ser desempenhada da forma mais eficiente possível<sup>44</sup>.

Para desempenhar tal função, o complexo tornozelo-pé apresenta um grande número de ligamentos, e especialmente os ligamentos mediais e laterais são muito resistentes. O ligamento medial ou ligamento deltóide prende-se à extremidade distal do maléolo medial, abrindo-se em forma de leque e fixando-se no tálus e no navicular<sup>2,8,46</sup>. O ligamento lateral prende-se ao maléolo lateral e é composto por três partes: ligamento talofibular anterior, ligamento calcâneo-fibular e ligamento talofibular posterior<sup>2,7,8,46,47</sup>. O ligamento talofibular anterior é o principal estabilizador lateral do tornozelo. Sua orientação é em um plano paralelo ao eixo de movimento de flexão-extensão do tornozelo quando o tornozelo está em uma posição neutra, funcionando, assim, como um ligamento colateral verdadeiro durante a extensão. Encontra-se distendido durante a extensão e é o estabilizador primário para a inversão em extensão quando não há descarga de peso na articulação. O ligamento calcâneo-fibular encontra-se logo abaixo da bainha dos tendões fibulares, superficialmente à capsula articular, estando frouxo em todas as posições, exceto nas amplitudes extremas de inversão, funcionando, assim, como um estabilizador indireto da inversão, auxiliando o ligamento talofibular anterior. O ligamento talofibular posterior é o mais forte do complexo lateral, sendo distendido apenas nos graus máximos de flexão<sup>7,47,48,49</sup>.

O complexo tornozelo-pé tem também como função agir como uma alavanca rígida para que haja um impulso efetivo durante as habilidades de locomoção. As demandas de

mobilidade compreendem a necessidade do complexo tornozelo-pé de minimizar as rotações impostas pelas articulações mais proximais dos membros inferiores, de ser suficientemente flexível a fim de absorver o choque do peso corporal imposto quando o pé atinge o solo, e de permitir que o pé se adapte aos diferentes tipos de superfícies<sup>44</sup>.

O movimento de flexão do complexo tornozelo-pé é mais restrito à articulação talocrural, enquanto a extensão envolve tanto a articulação talocrural quanto o mediopé. Em situações em que a movimentação é ativa, mas em que não há descarga de peso, a maior parte do movimento de extensão ocorre no mediopé, enquanto na passiva realizada com a descarga de peso, o movimento ocorre em sua maior parte no tornozelo<sup>50</sup>. Já a articulação subtalar é responsável pelos movimentos de inversão e eversão, e adução e pronação<sup>51</sup>. Mas na verdade nenhum movimento do pé ocorre de forma pura. Assim, o movimento de inversão do pé é acompanhado por uma extensão do tornozelo e uma adução do pé, resultando na supinação do complexo tornozelo-pé, enquanto a eversão do pé é acompanhada por uma flexão de tornozelo e uma abdução do pé, resultando na pronação do complexo tornozelo-pé. A flexão é realizada principalmente pela contração dos músculos tibial anterior e extensor longo dos dedos, enquanto a extensão é realizada pelo tríceps sural e pelo tibial posterior. Já a inversão do pé é feita pelo tibial anterior e pelo tibial posterior, enquanto a eversão, pelos músculos fibulares longo e curto<sup>52,53,54</sup>.

O entorse por inversão contribui para 85% dos entorses<sup>2,4,5,8</sup>, levando a uma lesão do complexo ligamentar lateral. Dois fatores poderiam explicar essa maior incidência de entorses em inversão. O primeiro deles é anatômico, pois há a presença do ligamento deltóide na região medial, que é extremamente forte, e, portanto, menos suscetível a lesões, e o maléolo lateral projeta-se mais distalmente do que o maléolo medial, havendo uma obstrução óssea menor em inversão do que em eversão<sup>7</sup>. O outro fator é cinemático, pois durante a fase de

aterrissagem nas tarefas de locomoção o pé encontra-se levemente invertido, o que pode torná-lo mais susceptível a uma inversão de amplitude maior do que o normal<sup>1</sup>.

A lesão do complexo ligamentar lateral resulta de uma inversão/supinação do pé, associada a uma rotação lateral da tibia em cadeia cinética fechada<sup>7</sup> ou a uma extensão do tornozelo<sup>51,55</sup>, fazendo com que o momento inversor externo no tornozelo seja maior do que o momento eversor interno. O momento eversor interno é produzido pelos músculos eversores do complexo tornozelo-pé e pelas estruturas ligamentares, enquanto o momento inversor externo depende das forças externas que agem no complexo tornozelo-pé – força de reação do solo e a alavanca entre o ponto de aplicação da força e o ponto de rotação na articulação do tornozelo<sup>37</sup>.

Quando sofre descarga de peso, o complexo tornozelo-pé é bastante estável devido às restrições ósseas inerentes à articulação talocrural. Os torques inversores que resultam em lesões do complexo ligamentar lateral do complexo tornozelo-pé são, assim, considerados como ocorrendo primeiro em situações em que o tornozelo se encontra em uma transição de uma condição sem descarga para uma condição em que há descarga de peso. Se o complexo articular, na condição sem descarga de peso, foi forçado a passar certo grau de mau alinhamento rotacional, a transição para a situação em que há descarga de peso provoca um torque inversor maior na articulação subtalar<sup>55</sup>.

Quando ocorre o mecanismo de lesão por inversão, o pé roda medialmente em relação à perna, resultando em uma ruptura dos ligamentos em uma seqüência previsível<sup>7</sup>. O primeiro ligamento a ser lesado é o talofibular anterior, seguido pelo calcâneo-fibular e pelo talofibular posterior, na medida em que a gravidade da lesão aumenta<sup>2,7</sup>. A lesão isolada do ligamento talofibular anterior ocorre em dois terços de todas as lesões ligamentares agudas do tornozelo, e a lesão combinada do talofibular anterior e do calcâneo-fibular, em mais 20%;

a ruptura isolada do calcâneo-fibular e a ruptura do talofibular posterior são raras<sup>49</sup>. Self et al.<sup>56</sup> avaliaram o estiramento sofrido pelos ligamentos talofibular anterior e calcâneo-fibular durante a aterrissagem em superfícies lisas e irregulares, através de transdutores colocados em cadáveres. Os resultados indicaram que o ligamento talofibular anterior sofre uma sobrecarga maior do que o calcâneo-fibular, o que pode indicar uma das razões porque o talofibular anterior é mais lesado, enquanto que os níveis de sobrecarga menores para o calcâneo-fibular indicam que geralmente esses ligamentos não sofrem uma lesão isolada.

### **3.3. Instabilidade Funcional de Tornozelo: aspectos patológicos e biomecânicos**

Cerca de 15% a 60% dos casos de entorse de tornozelo por inversão evoluem para um quadro crônico de sintomas de instabilidade funcional<sup>5,6,7,10,14</sup>, que se desenvolvem mesmo após a cicatrização dos ligamentos.

A instabilidade é um quadro crônico formado por um conjunto de sintomas tardios que se desenvolvem após o desaparecimento dos sintomas mais agudos da lesão inicial, sendo de caráter subjetivo.

Os indivíduos costumam apresentar queixas de falseio<sup>4,5,7,10,12,27</sup>, dificuldade de andar e correr em superfícies irregulares<sup>7,27</sup>, dificuldade de realizar saltos e mudanças de direção durante a prática de atividades esportivas<sup>7</sup>, e ocorrem entorses de repetição na execução de atividades esportivas ou durante o simples ato de andar<sup>5,7,10,12,26,27</sup>.

Segundo Osborne et al.<sup>32</sup>, o falseio corresponde a uma inversão súbita do pé com dor mínima ou sem qualquer dor, não necessitando de avaliação médica ou modificação das atividades do indivíduo.

Quando a queixa de instabilidade é presente e não há evidência de lesão anatômica do sistema ligamentar, tem-se um quadro freqüentemente definido como instabilidade funcional<sup>5,12,26</sup>. Já quando se tem objetivamente um sistema ligamentar incompetente, ou seja, observa-se uma frouxidão da articulação devido a danos estruturais do complexo ligamentar, dá-se o nome de "instabilidade mecânica"<sup>5,26</sup>.

De maneira geral, a patogênese da instabilidade funcional pode ser considerada multifatorial, com fatores mecânicos, musculares e sensório-motores envolvidos<sup>57</sup>. A alteração da atividade dos músculos fibulares<sup>7,12,27</sup> e o déficit de propriocepção<sup>4,7,27,41,58</sup> têm sido citados como os principais fatores relacionados à instabilidade funcional. A Tabela 1 resume os diferentes sinais e sintomas atribuídos à instabilidade mecânica e funcional encontrados na literatura revisada.

Tabela 1 – Descrição de sintomas e sinais atribuídos à instabilidade mecânica e instabilidade funcional encontradas na literatura

REFERÊNCIA	DEFINIÇÕES	
	Instabilidade Funcional	Instabilidade Mecânica
Ebig et al. <sup>3</sup>	- Entorses de recorrência ou tendência a falseios	-----
Gerber et al. <sup>5</sup>	- Falseios freqüentes sem evidência de incompetência ligamentar	- Falseios freqüentes com lesão ligamentar observada objetivamente.
Kaikkonen et al. <sup>13</sup>	- Presença de entorses repetidos; - Sensação de falseio	-----
Wester et al. <sup>14</sup>	- Situação em que o tornozelo apresenta falseio, com tendência de entorses de recorrência.	- Aumento anormal da mobilidade articular, indicando uma lesão dos estabilizadores passivos do tornozelo (ligamentos).
Matsusaka et al. <sup>17</sup>	- Queixas de entorses de recorrência; - Queixa subjetiva de falseio.	-----
Lentell et al. <sup>21</sup>	- Tendência de falseios após um entorse. dos limites fisiológicos.	-----

continua

Tabela 1 – Descrição de sintomas e sinais atribuídos à instabilidade mecânica e instabilidade funcional encontradas na literatura (continuação)

REFERÊNCIA (continuação)	DEFINIÇÕES (continuação)	
	Instabilidade Funcional (continuação)	Instabilidade Mecânica (continuação)
Birmingham et al. <sup>15</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tendência de falseios após um entorse;</li> <li>- Queixas crônicas de dor, edema, entorses de repetição, falseios, e alterações articulares degenerativas que se desenvolvem após um entorse em inversão, independentemente da gravidade da lesão inicial e do tratamento recebido;</li> <li>- A amplitude de movimento não necessariamente excede os limites fisiológicos, mas não se encontra completamente sob o controle voluntário.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Frouidão ligamentar;</li> <li>- Aumento da amplitude de movimento, excedendo os limites fisiológicos.</li> </ul>
Caulfield e Garrett <sup>18</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Condição caracterizada por uma tendência do pé a sofrer repetidos entorses ou falseios;</li> <li>- A mobilidade da articulação do tornozelo está além do controle voluntário, ainda que dentro dos limites fisiológicos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mobilidade do tornozelo está além dos limites fisiológicos</li> </ul>
Konradsen <sup>19</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Entorses de repetição e sensação de falseios após um entorse;</li> <li>- Os entorses e falseios devem acontecer em situações em que não se esperaria que ocorressem em tornozelo estáveis.</li> </ul>	-----
Isakov e Mizrahi <sup>24</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Presença de entorses de recorrência devido a alterações das fibras nervosas aferentes da cápsula articular, dos ligamentos e dos músculos envolvidos nos reflexos que auxiliam na estabilidade do tornozelo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Instabilidade ocorre devido à perda da integridade dos ligamentos que dão suporte ao tornozelo;</li> <li>- Sinal de gaveta anterior patológico.</li> </ul>
Hals et al. <sup>25</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Queixas de falseios, causadas provavelmente pela deaferentação dos proprioceptores articulares.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Instabilidade devido a altos níveis de estresse que resultam em deformação plástica dos ligamentos e da cápsula articular (elementos estabilizadores).</li> </ul>
Hertel <sup>26</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Relacionada com déficits neuromusculares e proprioceptivos;</li> <li>- Não apresentam frouidão ligamentar ao exame físico.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Frouidão articular devido à lesão estrutural dos tecidos ligamentares que suportam a articulação.</li> </ul>
Karlsson e Lansinger <sup>49</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sintoma subjetivo, falseios constantes;</li> <li>- Prováveis causas: déficits proprioceptivos, fraqueza dos músculos fibulares, instabilidade subtalar.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Presente em medidas objetivas – translação talar anterior maior ou igual a 10mm e inclinação talar acima ou igual a 9°, ou diferença maior do que 3mm da translação anterior do tálus e maior do que 3° na inclinação talar (raio-x de stress).</li> </ul>
Konradsen e Voigt <sup>55</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Entorses por inversão múltiplos com pequena ou nenhuma provocação externa</li> </ul>	-----

continua

Tabela 1 – Descrição de sintomas e sinais atribuídos à instabilidade mecânica e instabilidade funcional encontradas na literatura (conclusão)

REFERÊNCIA (conclusão)	DEFINIÇÕES (conclusão)	
	Instabilidade Funcional (conclusão)	Instabilidade Mecânica (conclusão)
Hubbard et al. <sup>59</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- História de insegurança e falseio do tornozelo durante a atividade;</li> <li>- Movimento articular fora do controle voluntário mas não necessariamente excedendo a amplitude de movimento fisiológica ou produzindo frouxidão ligamentar significativa;</li> <li>- Clinicamente: queixas subjetivas de falseio e sintomas residuais de edema e dor.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mobilidade articular que excede a amplitude fisiológica;</li> <li>- Frouxidão do tornozelo resultante de deficiências estruturais do tecido ligamentar que dá estabilidade à articulação (frouxidão patológica);</li> <li>- Restrições artrocinemáticas e mudanças sinoviais e degenerativas;</li> <li>- Clinicamente: exame manual e raio-x de estresse de translação articular e aumento da amplitude de movimento.</li> </ul>
Santilli et al. <sup>60</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Síndrome clínica que se desenvolve após um entorse agudo do tornozelo;</li> <li>- Sensação de falseio e entorses de repetição sem alterações estruturais com complexo articular do tornozelo</li> </ul>	-----

#### conclusão

Birmingham et al.<sup>15</sup> avaliaram a frouxidão ligamentar em indivíduos com entorses de repetição por meio da amplitude de movimento passiva máxima de inversão e o pico de torque passivo resistido. Não foram observadas diferenças entre os tornozelos envolvidos e os não envolvidos, mostrando que a instabilidade funcional pode existir na ausência de frouxidão ligamentar e, portanto de danos físicos no sistema ligamentar.

McKay et al.<sup>58</sup> afirmam que os entorses de repetição podem ser resultado de um senso de posição e de reflexos posturais alterados devido a uma lesão inicial. Ele observou que indivíduos com história de lesão de tornozelo prévia unilateral e já em atividade profissional, apresentam quase cinco vezes mais chances de lesar esse tornozelo em relação ao lado contralateral que não sofreu lesões prévias.

Corrigir ou evitar a inversão e a eversão excessivas do pé é um processo dinâmico. O senso de posição da articulação é uma forma de propriocepção, ou de alça de retroalimentação aferente, e a coordenação da contração muscular durante esse mecanismo

é crucial. A diminuição da propriocepção do tornozelo pode resultar em um atraso da ativação dos músculos relacionados ao complexo tornozelo-pé e, assim, levar a uma falha na correção das amplitudes de movimento excessivas da articulação<sup>4,27</sup>.

Wright et al.<sup>41</sup> desenvolveram um modelo biomecânico de simulação dinâmica em humanos a fim de examinar a resposta do tornozelo em situações que levam a um entorse por inversão. Essa situação foi considerada como a aterrissagem em uma superfície instável e o movimento analisado foi a primeira metade da fase de apoio de um deslocamento lateral. Foi considerada a existência de um entorse quando o torque ou o deslocamento angular da articulação subtalar excediam um determinado valor. Os resultados sugerem que uma tendência do tornozelo estar em uma posição de maior extensão pode levar a um aumento da ocorrência de entorses de tornozelo. Este pode ser o mecanismo que leva um tornozelo com história de entorse a apresentar uma maior susceptibilidade para sofrer novos entorses. Ou seja, uma lesão dos receptores proprioceptivos localizados nos ligamentos afetados levaria a uma incapacidade do indivíduo de posicionar o pé corretamente antes do contato com o solo. Uma vez que o pé atinge o solo em uma situação predisponente a um entorse, é questionável a capacidade dos músculos pronadores do complexo tornozelo-pé de reagirem suficientemente rápido a fim de evitar uma supinação excessiva. Se o complexo tornozelo-pé já se encontra em supinação no momento do contato com o solo, o braço de alavanca ao redor da articulação subtalar provavelmente será maior, causando uma supinação excessiva. O mesmo ocorre se o tornozelo estiver em extensão antes do contato com o solo.

Konradsen e Ravn<sup>12</sup> analisaram a resposta eletromiográfica de 30 atletas, entre jogadores de futebol e corredores de cross-country, sendo que 21 apresentavam instabilidade funcional e 10 apresentavam teste de inclinação talar e gaveta anterior positivos – classificados como portadores de instabilidade mecânica. Foi analisada a atividade dos

músculos fibulares em resposta a uma situação que simulava um entorse em inversão por meio de um alçapão capaz de inclinar 30° no plano frontal. Foi analisada, também, a amplitude da oscilação do centro de pressão durante o apoio unipodálico em uma plataforma de força. Os resultados mostraram um aumento do tempo de reação dos músculos fibulares em resposta à situação de desequilíbrio nos indivíduos funcionalmente instáveis, além de um aumento na oscilação postural.

Löfvenberg et al.<sup>27</sup> também analisaram a atividade muscular em uma condição que simulava um entorse de tornozelo, também por meio do mecanismo do alçapão. Foi observada a atividade dos músculos fibular longo e tibial anterior em 13 pacientes com história de instabilidade funcional há pelo menos 12 meses, sendo comparados os resultados tanto com o lado contralateral ao da queixa quanto com os resultados de um grupo controle. O grupo controle não mostrou diferenças entre o lado esquerdo e o direito, assim como os pacientes sintomáticos. Porém, quando comparados os pacientes sintomáticos com o grupo controle, a média do tempo de reação tanto do fibular longo quanto do tibial anterior dos tornozelos que apresentavam sintomas foi maior do que a média do grupo controle ipsilateral. O autor sugere que os tempos de reação maiores observados nos sujeitos sintomáticos são consequência de uma alteração na geração de tônus postural causado por uma menor ativação do sistema de co-ativação alfa-gama, e, conseqüentemente, uma resposta mais lenta ao reflexo de estiramento. Assim, a resposta proprioceptiva mais demorada aos deslocamentos angulares repentinos pode ser uma das causas da instabilidade lateral crônica do tornozelo.

Sheth et al.<sup>4</sup> analisaram a resposta eletromiográfica de 20 sujeitos saudáveis, divididos em um grupo controle e um grupo experimental. Esses indivíduos foram novamente avaliados por meio do mecanismo do alçapão, mas que permitia uma inversão de 20° de

amplitude. As respostas eletromiográficas dos músculos tibial anterior, tibial posterior, fibular longo e flexor longo do hálux desses sujeitos foram observadas. Após oito semanas de treino sobre um disco específico para a melhora da propriocepção do tornozelo, os indivíduos do grupo experimental desenvolveram um padrão de contração muscular que favorece a correção da inversão excessiva. Antes do período de treinamento os músculos eversores e os inversores do tornozelo apresentavam um padrão de contração praticamente simultâneo. Após o treinamento, os músculos inversores apresentaram um atraso no início de sua contração em relação aos eversores, sugerindo que no momento do desequilíbrio houve o desenvolvimento de um torque eversor maior do que o inversor. Esse resultado favorece a hipótese de que esse tipo de treino é um método que ajuda a proteger a articulação contra um entorse em inversão em sujeitos saudáveis. Porém, esses resultados foram observados em indivíduos que não sofreram lesão ligamentar prévia. E aqui fica a seguinte questão: esses resultados se repetiriam em indivíduos que sofreram uma lesão ligamentar? E essas respostas seriam diferentes em indivíduos que apresentam uma instabilidade funcional?

Ebig et al.<sup>3</sup> também analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior e fibular longo em resposta a uma extensão de tornozelo e a uma inversão súbitas em pacientes que se queixavam de instabilidade funcional crônica. Foram estudados 13 indivíduos fisicamente ativos com história de entorse por inversão unilateral em que tenha sido necessária imobilização ou nos quais tenha havido impossibilidade de descarga de peso no membro acometido. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes do tempo de reação dos músculos estudados entre o membro instável e o não lesado de cada indivíduo, tanto para os músculos fibular longo quanto para o tibial anterior. Também não houve diferença significativa entre ambos os grupos musculares quando comparados dentro do grupo sem queixas e com queixa de instabilidade. Uma das limitações

desse estudo é que ele foi realizado em uma condição extremamente controlada, e talvez esses padrões não se repitam durante atividades funcionais como o andar e o correr. Por outro lado, o estudo pode estar demonstrando, de acordo com os autores, que a chave do problema para a instabilidade funcional esteja na alteração de outros aspectos da atividade muscular que não o tempo de reação dos músculos estudados.

Wilkerson et al.<sup>61</sup> analisaram e compararam a força de eversores e inversores de tornozelo em um dinamômetro isocinético em indivíduos de dois grupos: um grupo chamado de "agudo", de 15 indivíduos que sofreram um entorse de tornozelo grau II há pelo menos três semanas antes do teste, e um grupo chamado de "crônico", de 15 pacientes com queixas de instabilidade funcional, definida como entorses de repetição ou sensação de falseio. As variáveis analisadas foram o pico de torque e a potência média. Foi observada uma deficiência significativa da performance dos músculos inversores no grupo agudo, enquanto a deficiência dos músculos eversores foi relativamente pequena.

Assim, embora pareça conceitualmente um paradoxo, os resultados de Wilkerson et al.<sup>61</sup> sugerem que o restabelecimento da performance muscular dos inversores é um ponto a ser considerado durante a reabilitação, pois durante atividades em cadeia cinética fechada, que no caso do tornozelo é caracterizada por um aplainamento do arco longitudinal medial, a ação excêntrica dos músculos inversores é necessária para controlar a amplitude do movimento de eversão, pois se ela for excessiva, ocorre um aumento do deslocamento lateral da perna em relação ao pé, que está relativamente estacionário. Esse aumento do deslocamento lateral da perna, e conseqüentemente, do centro de gravidade, pode fazer com que a borda lateral do pé aja como um fulcro que pode induzir a uma inversão súbita do complexo tornozelo-pé. Assim, a atividade excêntrica dos músculos inversores teriam um papel importante na manutenção da estabilidade dinâmica do complexo tornozelo-pé.

Konradsen et al.<sup>10</sup> avaliaram uma série de variáveis biomecânicas em 44 pacientes que apresentavam entorse de tornozelo agudo de grau II (ruptura parcial do complexo ligamentar lateral) ou III (ruptura completa do complexo ligamentar lateral), ou seja, esses pacientes apresentavam uma lesão anatômica. O senso de posição articular foi avaliado por meio de um mecanismo que permitia a movimentação passiva do pé vinculada a um goniômetro. Após a movimentação passiva, o sujeito era instruído a reproduzir o movimento. A média de erro da reprodução da posição foi maior para o grupo de tornozelos lesados em relação aos não lesados, sendo esse erro maior uma semana após a lesão.

Outra variável analisada por Konradsen et al.<sup>10</sup> foi o tempo de reação dos músculos fibulares em resposta a uma inversão súbita e foi avaliada por meio de um alçapão que permitia inclinação de 30° no plano frontal. O tempo de reação dos músculos fibulares foi definido como o período de tempo decorrido entre o momento da inversão até a primeira resposta eletromiográfica adquirida. Os resultados não foram estatisticamente significantes para o grupo lesado e o não lesado, ou para o fator tempo de lesão. A força isométrica excêntrica máxima dos músculos eversores foi medida pedindo-se para o sujeito realizar, a partir da posição neutra, uma força máxima de eversão e resistir contra uma força contrária de inversão pelo maior período de tempo possível. Essa força contrária apresentava um aumento de momento de 5Nm/s. O maior momento de força gerado foi registrado. A força média foi menor para os membros lesados em relação aos contralaterais saudáveis três semanas após a lesão. A instabilidade mecânica foi avaliada por radiografias de estresse para a gaveta anterior e a inclinação do tálus uma semana e 12 semanas após a lesão. A instabilidade foi definida quando os pacientes apresentavam uma translação anterior maior do que 10mm ou uma inclinação maior de 9°, ou uma diferença maior de 3mm ou de 3° em relação ao lado contralateral, respectivamente. A instabilidade foi detectada em 47% dos

pacientes com uma semana de lesão, e após doze semanas, quatro pacientes ainda apresentavam valores anormais.

#### 3.4. Formas de avaliação e diagnóstico da Instabilidade de tornozelo

A estabilidade articular pode ser avaliada objetivamente por meio de testes clínicos e radiológicos de gaveta anterior do tálus e de inclinação talar. Porém, há uma falta de medidas objetivas para se avaliar a instabilidade funcional, ocorrendo uma discrepância entre os dados objetivos observados no exame físico e as queixas subjetivas de instabilidade, ou seja, embora as queixas estejam presentes, o exame físico costuma ser normal<sup>5</sup>. Lentell et al.<sup>21</sup> compararam indivíduos com e sem instabilidade funcional e observaram que quase metade dos sujeitos com instabilidade funcional não apresentaram déficits em relação à frouxidão ligamentar avaliada por radiografias de estresses, ao pico de torque gerado pelos músculos eversores, e ao senso de movimento passivo. A instabilidade funcional é, portanto, uma condição de caráter eminentemente subjetivo.

O teste da gaveta anterior permite avaliar a condição do ligamento talofibular anterior. Ele é realizado através da tentativa de realizar a translação anterior do pé em relação à perna enquanto se segura firmemente o tornozelo, e deve ser feito com o joelho do paciente fletido a fim de diminuir a tensão do músculo tríceps sural. O pé deve ser mantido em posição perpendicular em relação à perna pelo examinador. O deslocamento anterior do tálus deve ser observado, assim como a presença de um ponto firme que determina o final da amplitude de movimento. Os resultados devem sempre ser comparados com o lado contralateral<sup>2,7,10,47,52,62</sup>.

Além do teste de gaveta anterior, o teste de estresse em inversão ou inclinação talar também é bastante utilizado na avaliação da estabilidade mecânica de tornozelo. Este teste permite examinar a integridade do ligamento calcâneo-fibular. Ele é realizado por meio da aplicação de um estresse em inversão na articulação tíbio-talar com o tornozelo em flexão. Da mesma forma, observa-se o grau de deslocamento do tálus<sup>7,10,49,63</sup>.

Ambos os testes podem ser realizados com a complementação de radiografias, a fim de se obter uma medida objetiva do grau de translação e rotação do tálus em relação ao lado contralateral. Nesse caso, temos as chamadas radiografias de estresse. Estes testes podem ser realizados tanto manualmente quanto através de um instrumento chamado Telos, que irá aplicar uma carga controlada sobre a articulação<sup>2,59</sup>. Os valores necessários para se detectar uma instabilidade ainda são controversos, mas uma diferença de até cinco milímetros de separação entre a tíbia distal e o tálus pode ser considerada normal, enquanto valores entre cinco e 10mm são considerados provavelmente anormais, e acima de 10mm, muito anormais. Para o teste de inclinação lateral, uma diferença de 10° ou mais entre ambos os lados de um mesmo indivíduo pode ser considerada significativa<sup>2</sup>.

Mesmo sendo mais objetiva a avaliação da instabilidade mecânica, a validade desses testes na determinação dessa instabilidade ainda é bastante controversa. Em primeiro lugar, esses testes não são suficientemente sensíveis para detectar as variações significativas que correspondem a propriedades teciduais individuais, ou seja, não são capazes de diferenciar as alterações que expressam as diferenças teciduais entre um indivíduo e outro, que não são necessariamente patológicas. Além disso, o torque aplicado em situações clínicas também pode variar uma vez que os testes são realizados por diferentes examinadores, e cada um apresenta características individuais, ou seja, não há como garantir que o torque aplicado não varia de examinador para examinador. Além disso, a

estabilidade do tálus em relação à tíbia é avaliada de forma que a força é aplicada no calcâneo, e não diretamente no tálus<sup>64</sup>. Outra desvantagem dos testes de gaveta anterior e inclinação talar é que a incapacidade de controlar contrações musculares involuntárias pode afetar os resultados da avaliação<sup>65</sup>.

Em uma revisão bibliográfica a respeito de diferentes aparatos utilizados para analisar a frouxidão ligamentar em testes de gaveta anterior, Kerkhoffs et al.<sup>65</sup> encontraram uma média de 4,2mm de frouxidão anterior na articulação talocrural com o ligamento talofibular anterior intacto em estudos *in vitro*. Seccionando-se o ligamento talofibular anterior, a média achada foi de 6,5mm, correspondendo a um aumento de 55% nos valores de translação anterior do tálus. Quando era associada a secção do ligamento calcâneo-fibular, a média dos valores de translação anterior foi para 8,4mm, o que significa um aumento de 100%. Além disso, quando comparados os valores dos testes com o tornozelo em flexão, extensão ou na posição neutra, os valores médios foram maiores quando o tornozelo se encontrava em posição neutra, embora nenhum dos valores tenha sido diferente estatisticamente. Não foi encontrada uma uniformidade nos resultados dos testes em relação à posição do tornozelo nos diferentes estudos, mas sempre ocorre um aumento progressivo da gaveta anterior com a maior extensão da lesão ligamentar.

Fujii et al.<sup>64</sup> verificaram, em um estudo em cadáveres, que a mobilidade do calcâneo aumenta na medida em que há a secção progressiva dos ligamentos que os testes propõem-se em avaliar. Porém, há uma quantidade substancial de variação entre os examinadores e especialmente entre os espécimes (cadáveres) avaliados, implicando na dificuldade de diferenciar o grau de lesão ligamentar apenas por meio desses dois parâmetros. Além disso, há diferenças significativas quando o teste é realizado antes e após a infiltração com anestesia<sup>62</sup>, o que tornaria a técnica invasiva a fim de torná-la confiável.

Assim, observa-se que as queixas de instabilidade funcional além de apresentarem um caráter subjetivo, realmente carecem de meios objetivos confiáveis e não invasivos para se determinar se há alterações estruturais, em especial de integridade do complexo ligamentar lateral, que justifiquem essas queixas. As medidas objetivas disponíveis necessitam de técnicas invasivas a fim de se tornarem mais confiáveis, e, ainda assim, não apresentam sensibilidade suficiente para detectar as variações individuais inerentes à estrutura particular de cada ser humano. A proposta que se faz no presente estudo é o estudo eletromiográfico de músculos relacionados ao complexo tornozelo-pé cuja intenção é buscar alterações nos padrões de ativação muscular em sujeitos sem lesão ligamentar mas com queixas e diminuição de performance.

Hertel<sup>66</sup> sugere que a instabilidade mecânica não ocorre apenas devido à insuficiência ligamentar, mas pode ocorrer também devido a outras mudanças anatômicas que podem ocorrer após um entorse de tornozelo. Essas mudanças incluiriam, além da frouxidão ligamentar patológica, restrições artrocinemáticas, mudanças sinoviais, e o desenvolvimento de doenças articulares degenerativas, que podem ocorrer de forma isolada ou combinada. Porém, a investigação da presença dessas alterações só pode ser realizada por meio de exames de ressonância nuclear magnética, que apresentam alto custo e menor acessibilidade, o que acaba limitando uma melhor caracterização da instabilidade funcional do tornozelo tanto em situações clínicas quanto em situações experimentais. De forma interessante, os estudos de instabilidade funcional do tornozelo usam, em sua maioria, como critério de exclusão para a presença de instabilidade mecânica, apenas testes de avaliação para a integridade ligamentar (Tabela 2), provavelmente pela dificuldade prática de se realizar exames de imagem de alto custo em todos os sujeitos participantes dos estudos. Embora a literatura tenha apresentado estas avaliações como forma de inclusão de pacientes nos

estudos, pode-se discutir que a realização de um exame de imagem mais específico como a ressonância nuclear magnética possa auxiliar de forma mais objetiva a avaliação de indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo e portanto afirmar que eles também não apresentem qualquer outra alteração estrutural das articulações do complexo tornozelo-pé, além da insuficiência ligamentar. Desta forma, acredita-se ser de grande importância a identificação de padrões alterados da atividade muscular que possam estar presentes no complexo tornozelo-pé de indivíduos com queixas de instabilidade, uma vez que seu conhecimento ajudaria no entendimento da patogênese da instabilidade crônica do tornozelo.

Tabela 2 – Critérios de inclusão e exclusão utilizados na seleção dos grupos experimentais em diferentes estudos de instabilidade do tornozelo

REFERÊNCIA	TIPO DE INSTABILIDADE	CRITÉRIOS DE SELEÇÃO	
		Controle	Instabilidade
Ebig et al. <sup>3</sup>	<u>Funcional</u>	-----	Critérios de inclusão: <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de entorse por inversão unilateral que tenha necessitado de imobilização e/ ou ausência de descarga de peso;</li> <li>- Sem qualquer trauma nos dois últimos meses;</li> <li>- Queixas subjetivas de instabilidade.</li> </ul>
Birmingham et al. <sup>15</sup>	<u>Funcional</u>	-----	Critérios de inclusão: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Indivíduos fisicamente ativos (pelo menos três vezes por semana);</li> <li>- História de dois ou mais entorses por inversão, para os quais foi procurado tratamento.</li> </ul> Critérios de exclusão: <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de lesão do motoneurônio superior;</li> <li>- História de lesão há menos de quatro semanas ou de fratura de tornozelo e cirurgia.</li> </ul>
Isakov e Mizrahj <sup>24</sup>	Mecânica	-----	Critérios de inclusão: <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de pelo menos três entorses no mesmo tornozelo que necessitaram de ausência de descarga de peso ou imobilização;</li> <li>- Gaveta anterior +;</li> <li>- Sem limitações nos quatro meses anteriores ao teste</li> </ul>

continua

Tabela 2 – Critérios de inclusão e exclusão utilizados na seleção dos grupos experimentais em diferentes estudos de instabilidade do tornozelo (continuação)

REFERÊNCIA (continuação)	TIPO DE INSTABILIDADE (continuação)	CRITÉRIOS DE SELEÇÃO (continuação)	
		Controle (continuação)	Instabilidade (continuação)
Bernier e Perrin <sup>16</sup>	<u>Funcional</u>	-----	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Características de instabilidade funcional: pelo menos um entorse por inversão significativa no qual o indivíduo necessitou de muletas ou se mostrou incapaz de descarregar peso, seguido de entorses de repetição e/ou sensação de falseio e instabilidade, conforme descritas</li> <li>- Mínimo de dois episódios de entorse nos 12 meses antes do experimento.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Dor no momento dos testes.</li> </ul>
Matsusaka et al. <sup>17</sup>	<u>Funcional</u>	-----	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Pelo menos um entorse significativa (necessidade de usar muletas ou incapacidade de descarregar peso);</li> <li>- Queixa de entorses recorrentes após a lesão inicial ou queixa subjetiva de falseio (ou ambos);</li> <li>- Dois ou mais episódios de falseio ou entorse nos seis meses anteriores ao estudo, mas sem dor ou rigidez no momento do estudo.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Presença de qualquer alteração de função dos membros inferiores, tronco, ou sistema nervoso central;</li> <li>- História de fratura dos membros inferiores.</li> </ul>
Caulfield e Garret <sup>18,20</sup>	<u>Funcional</u>	- Sem história de entorse ou fratura de membros inferiores	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de no mínimo dois entorses que necessitaram de retirada de descarga de peso e/ ou imobilização;</li> <li>- Queixa subjetiva de um tornozelo mais fraco, mais doloroso e menos funcional, relacionadas ao episódio de entorse;</li> <li>- Tendência a falseio em atividades esportivas.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de fraturas do membro inferior;</li> <li>- Participação em programa de reabilitação no momento do estudo.</li> </ul>

continua

Tabela 2 – Critérios de inclusão e exclusão utilizados na seleção dos grupos experimentais em diferentes estudos de instabilidade do tornozelo (continuação)

REFERÊNCIA	TIPO DE INSTABILIDADE (continuação)	CRITÉRIOS DE SELEÇÃO (continuação)	
		Controle (continuação)	Instabilidade (continuação)
Lentell et al. <sup>21</sup>	<u>Funcional</u>	-----	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de entorse por inversão unilateral, que necessitou de imobilização e/ou retirada da descarga de peso;</li> <li>- Tornozelo envolvido referido, subjetivamente, cronicamente mais fraco, mais doloroso, e/ou menos funcional que o contralateral no momento do estudo;</li> <li>- Queixas subjetivas atuais eram tidas como secundárias à história de trauma por inversão.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de fratura de mmii;</li> <li>- Traumas significantes três meses antes do estudo;</li> <li>- Incapacidade de realizar descarga de peso completa, sem claudicação, nas três semanas que antecederam o estudo;</li> <li>- Participação em qualquer programa formal ou informal de reabilitação para o tornozelo.</li> </ul>
Hartsell e Spaulding <sup>22</sup>	<sup>(1)</sup> Crônica	- Sem história de patologias dos membros inferiores	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Pelo menos dois entorses moderados no mesmo tornozelo que tenham necessitado de atenção médica;</li> <li>- Queixas frequentes de falseio.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Lesões nos últimos seis meses;</li> <li>- Queixas de dor, edema ou limitação funcional;</li> <li>- Indivíduos submetidos a processo de reabilitação.</li> </ul>
Vaes et al. <sup>31</sup>	<sup>(1)</sup> Crônica	- Sem história de queixas de membros inferiores	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de pelo menos um entorse que necessitou de imobilização ou ausência de descarga de peso com queixas de dor, edema ou rigidez por pelo menos três semanas;</li> <li>- Primeiro trauma deve ser seguido de pelo menos dois entorses com queixas de dor e edema por pelo menos dois dias, ou por sensação de instabilidade ou queixas de entorses recidivantes.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de entorse grave nos últimos três meses.</li> </ul>

continua

Tabela 2 – Critérios de inclusão e exclusão utilizados na seleção dos grupos experimentais em diferentes estudos de instabilidade do tornozelo (continuação)

REFERÊNCIA	TIPO DE INSTABILIDADE (continuação)	CRITÉRIOS DE SELEÇÃO (continuação)	
		Controle (continuação)	Instabilidade (continuação)
Konradsen e Magnusson <sup>57</sup>	<u>Funcional</u>	- Lado contralateral	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Todos mecanicamente instáveis – definido como gaveta anterior patológica;</li> <li>- Todos funcionalmente instáveis – definido como presença de entorses recorrentes (mais de sete por ano), sendo que esses entorses ocorrem em situações em que os sujeitos não considerassem uma situação de risco.</li> </ul>
Hubbard et al. <sup>59</sup>	<u>Funcional</u>	- Lado contralateral	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Necessidade de uso de muletas e/ou imobilização na lesão inicial;</li> <li>- Queixas crônicas de fraqueza, dor e diminuição da funcionalidade e episódios de falseio no dia-a-dia ou durante práticas esportivas.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de fraturas de mmii ou de lesão a menos de três meses;</li> <li>- Envolvimento em programas de reabilitação no momento.</li> </ul>
Santilli et al. <sup>60</sup>	<u>Funcional</u>	-----	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História pelo menos um entorse por inversão significativa, que necessitou de imobilização e/ou retirada da descarga de peso, seguido de entorses de repetição e/ou falseios.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Participação em programas de treinamento proprioceptivo para evitar ou tratar a instabilidade.</li> </ul>
Vaes et al. <sup>67</sup>	(1) Crônica	-----	<p>Critérios de inclusão: entorses de repetição e falseios.</p> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de fratura de tornozelo;</li> <li>- Dor e incapacidade de relaxar no momento do teste de stress de inclinação talar (teste padronizado de Roentgen).</li> </ul>
Eils et al. <sup>68</sup>	(1) Crônica	-----	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Entorses de recorrência e queixa subjetiva de instabilidade ou falseio (gaveta anterior e inclinação talar não foram utilizados).</li> </ul> <p>Critérios de exclusão: sem lesões nos últimos três meses.</p>

continua

Tabela 2 – Critérios de inclusão e exclusão utilizados na seleção dos grupos experimentais em diferentes estudos de instabilidade do tornozelo (conclusão)

REFERÊNCIA	TIPO DE INSTABILIDADE (conclusão)	CRITÉRIOS DE SELEÇÃO (conclusão)	
		Controle (conclusão)	Instabilidade (conclusão)
Spaulding et al. <sup>69</sup>	<sup>(1)</sup> Crônica	- Sem história de lesão ou patologia de ambos os mmii	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Dois ou mais episódios de entorses moderados no mesmo tornozelo necessitando de intervenção médica;</li> <li>- Episódios de falseio.</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Entorses nos últimos 6 meses, queixas de dor ou edema;</li> <li>- Participantes de programas de reabilitação no momento do estudo.</li> </ul>
Munn et al. <sup>70</sup>	<b><u>Funcional</u></b>	- Lado não afetado	<p>Critérios de inclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de entorse unilateral em mais de uma ocasião, sendo o último episódio em menos de um ano e há mais de 4 semanas;</li> <li>- Questionário funcional descrito por de Bie et al.<sup>71</sup> indicando comprometimento funcional.</li> <li>- Queixas de fraqueza, dor, ou redução da função devido ao entorse;</li> </ul> <p>Critérios de exclusão:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- História de cirurgia ortopédica ou fratura de qualquer um dos membros inferiores;</li> <li>- História de condições neurológicas afetando o balanço ou a força; e dor ao repouso.</li> </ul>

<sup>(1)</sup> Estudos em que os autores não diferenciaram entre instabilidade funcional e mecânica, utilizando o termo crônico para definir o tipo de instabilidade

conclusão

## 4. MÉTODOS

### 4.1. Casuística

Os grupos experimentais foram compostos por 40 indivíduos de ambos os sexos, todos jogadores de voleibol profissionais ou participantes de competições regulares em nível não-profissional, entre 17 e 35 anos de idade, distribuídos em dois grupos distintos. Todos os sujeitos participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo A) aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, nº protocolo 609/03 (Anexo B).

- a) Grupo Controle (GC, n=19) – os critérios de inclusão foram não apresentar queixas de instabilidade de tornozelo, não ter história de lesões agudas dos membros inferiores ou que tivessem requerido afastamento da prática esportiva nos últimos seis meses, não ter história de entorses de tornozelo no último ano no membro avaliado. As médias ( $\pm$ 1 desvio padrão) da idade, massa corporal, e estatura foram, respectivamente, 20,3 $\pm$ 3,9 anos, 82,2 $\pm$ 11,1 kg, 189,0 $\pm$ 10,1 cm.
- b) Grupo Instabilidade Funcional (GI, n=21) – os critérios de inclusão foram apresentar história de pelo menos um entorse que necessitou de afastamento da prática esportiva há mais de três meses da data da avaliação, queixas de entorses recorrentes após a lesão inicial e/ou queixa subjetiva de falseio, sem evidência de lesão mecânica (danos físicos no sistema ligamentar) avaliada por meio do teste clínico de gaveta anterior do tálus<sup>2,7,10,51,72</sup>, que avalia a integridade do ligamento talofibular anterior, e por meio do teste de inclinação talar<sup>7,10,51,72</sup>, que avalia a integridade do ligamento calcaneofibular.

As médias ( $\pm 1$  desvio padrão) da idade, massa corporal, e estatura foram, respectivamente,  $20,6 \pm 3,8$  anos,  $80,3 \pm 12,9$  kg,  $190,8 \pm 8,4$  cm.

#### 4.2. Protocolo experimental

O protocolo experimental foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do Movimento e da Postura Humana da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

O diagrama de blocos abaixo ilustra graficamente as etapas desenvolvidas do protocolo experimental (Figura 1).

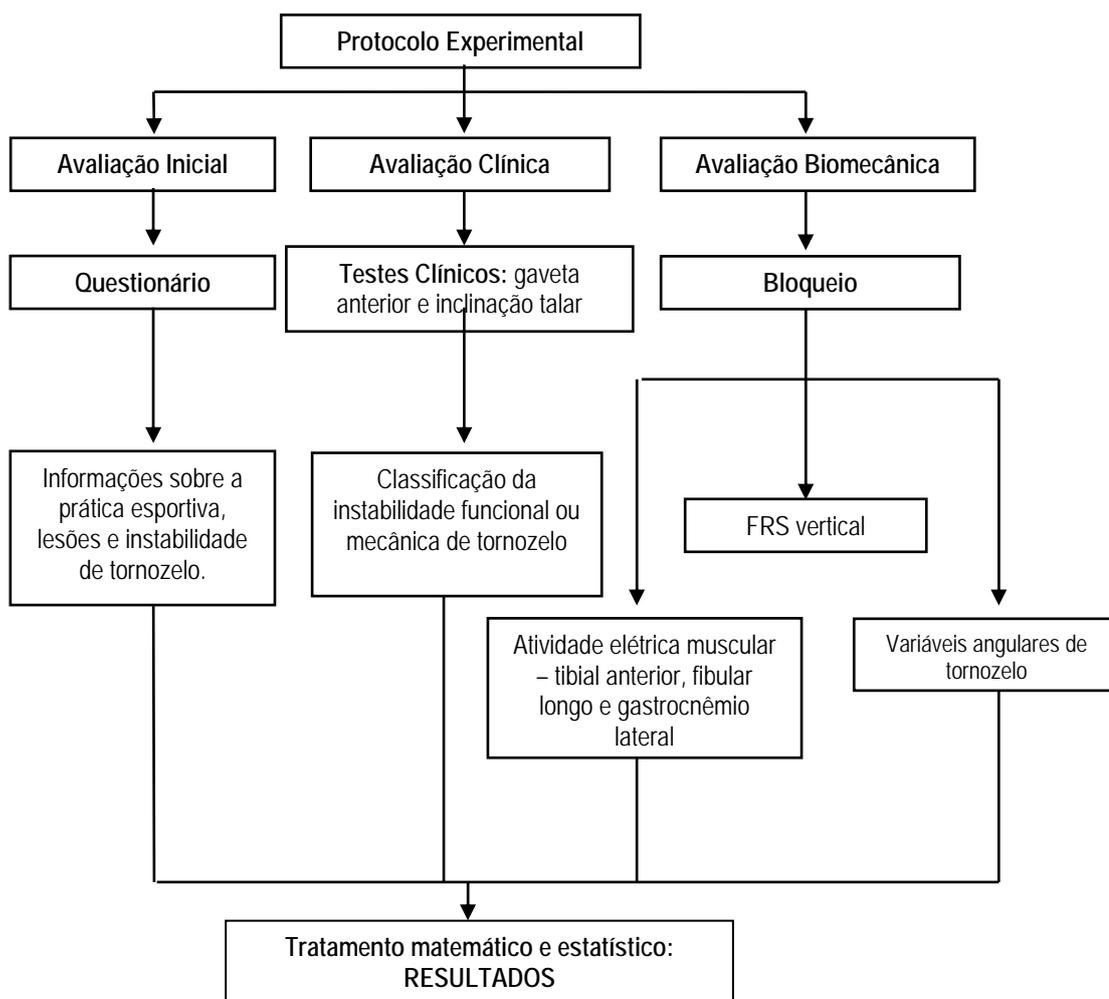


Figura 1 – Representação por fluxograma das etapas do protocolo experimental

#### 4.2.1. *Entrevista pessoal*

Inicialmente foi realizada uma entrevista com o atleta, por meio de um questionário (Anexo C) adaptado de Baptista et al.<sup>73</sup> e Ribeiro et al.<sup>74</sup>. Tal questionário incluiu questões sobre dados antropométricos de cada atleta, posição em que joga, tempo de prática, tempo de treinamento, lesões prévias e seqüelas persistentes e estes dados foram utilizados para caracterizar os atletas, suas queixas de instabilidade de tornozelo e garantir a inclusão e exclusão de sujeitos segundo os critérios estabelecidos previamente.

#### 4.2.2. *Avaliação clínica*

Os atletas foram avaliados por meio de testes clínicos manuais para certificarmos os critérios de inclusão, da mesma forma que outros estudos na literatura<sup>5,14,15,20,24,25,26,57,59,66,67</sup>. Os testes utilizados foram: teste de gaveta anterior do tornozelo e teste de inclinação talar (Anexo C). O teste da gaveta anterior foi realizado com o paciente sentado, com os pés sem apoio e os joelhos fletidos a 90°. O pé foi mantido em posição perpendicular em relação à perna, e o examinador realizou a translação anterior do pé em relação à perna enquanto se segura firmemente o tornozelo. O deslocamento anterior do tálus foi observado, sendo graduado em uma cruz para um deslocamento leve, duas cruzes para um deslocamento moderado ou três cruzes para um grande deslocamento<sup>51,72</sup>. O teste é considerado negativo quando observa-se a presença de um ponto firme que determina o final da amplitude de movimento. Os resultados foram comparados com o lado contralateral<sup>2,7,10</sup>.

O teste de estresse em inversão ou inclinação foi realizado com o mesmo posicionamento e foi aplicado um estresse em inversão na articulação tíbio-talar com o tornozelo em flexão. Da mesma forma, observou-se o grau de deslocamento do tálus e graduou-se o deslocamento da mesma forma que no teste de gaveta anterior<sup>7,10,72</sup>.

Foram considerados com instabilidade funcional os atletas com queixas bem caracterizadas pela entrevista – presença de falseios, dificuldade de andar e correr em terrenos irregulares, dificuldade de realizar saltos e mudanças de direção, e reincidência de entorses, e com resultado negativo nos testes de gaveta anterior e de inclinação talar. Esta forma de inclusão também foi utilizada em outros estudos<sup>3,15,16,17,18,20,21,22,31,59,60,67,69,70</sup>.

Foram considerados como grupo controle os atletas que não apresentaram queixas em relação ao tornozelo, resultado negativo nos testes de gaveta anterior do tálus e inclinação talar, sem lesões de membros inferiores que os tivessem afastado da prática esportiva nos últimos seis meses, e sem história de entorses de tornozelo no último ano no membro avaliado.

Para o grupo com instabilidade funcional foi escolhido para análise o tornozelo em que o atleta apresentava queixas de instabilidade, ou em caso de instabilidade bilateral, foi considerado o lado de maior queixa. Para o grupo controle, a escolha foi aleatória. O apoio na aterrissagem é feito de forma bilateral, porém, pode haver assimetrias. Assim, a escolha do lado analisado para o grupo controle foi feita de forma aleatória a fim de evitar o efeito da dominância na atividade motora analisada, uma vez que no grupo com instabilidade funcional a escolha do lado avaliado foi feita com base na queixa de instabilidade, e não na dominância.

#### *4.2.3. Avaliação biomecânica*

Os atletas foram avaliados dinamicamente por meio da eletromiografia durante um movimento típico do voleibol: aterrissagem após o bloqueio. O movimento de salto e aterrissagem foi escolhido por ser o mecanismo mais comum de entorse de tornozelo<sup>36,38,40,42</sup> e extremamente freqüente na prática do voleibol.

Utilizou-se para a aquisição do sinal eletromiográfico, um eletromiógrafo da *EMG System do Brasil* (Figura 2), que possui oito canais analógicos. O eletromiógrafo possibilitou a análise dos músculos por meio de eletrodos condutores adesivos superficiais ativos, com configuração bipolar, fixados no ventre dos músculos selecionados, afastados do ponto motor<sup>75</sup>. Os eletrodos utilizados foram descartáveis, da marca *Medi-Trace* (Medi-Trace 200 series, Kendall-LTP). Esses eletrodos são de Ag/AgCl, circulares, com 10mm de diâmetro, e possuem um hidrogel condutivo adesivo. Foram colocados de forma que a distância inter-eletrodo foi de 25mm centro a centro. O contato entre os eletrodos e o eletromiógrafo foi feito por meio de uma interface ativa banhada a ouro (Figura 2), cujos contatos para os eletrodos descartáveis são ligados a um pré-amplificador diferencial bipolar de ganho 20 vezes. O eletromiógrafo contém um amplificador de ganho fator 50, totalizando em um ganho de 1000 para o sinal eletromiográfico.

O amplificador apresenta um modo comum de rejeição (CMMR) de 100 dB. A taxa de ruído do sinal é de 3 $\mu$ V RMS, e apresenta um filtro analógico do tipo Butterworth de dois pólos passa-banda de 20-500Hz.

Para a colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia e a abrasão da pele com algodão embebido em álcool nos locais de fixação a fim de remover a gordura presente na superfície de contato, diminuindo assim a sua impedância. Os eletrodos foram fixados nos locais pré-determinados, sendo essa fixação reforçada com fita adesiva do tipo transpore na pele e faixa elástica envolvendo-os para evitar ao máximo que os eletrodos se deslocassem em função da sudorese e movimentação (Figura 3). Os eletrodos foram fixados no ventre muscular, afastados do ponto motor, de forma paralela à direção das fibras musculares de acordo com o *European concerted action – surface EMG for a non-invasive assesment of muscles (SENIAM)*<sup>75</sup>. Para o músculo fibular longo, os eletrodos foram colocados a cerca de

25% da linha entre o topo da cabeça da fíbula e o maléolo lateral. Para o tibial anterior, a um terço da linha entre o topo da fíbula e o topo do maléolo medial, e para o gastrocnêmio lateral, a um terço da distância entre a linha que vai da cabeça da fíbula ao calcanhar<sup>76</sup>. O eletrodo de referência foi fixado na tuberosidade da tíbia do membro analisado.



Figura 2 – Eletromiógrafo da *EMG System do Brasil* (à esquerda), interface ativa (centro) e eletrodo descartável da *Medi-Trace* (à direita)

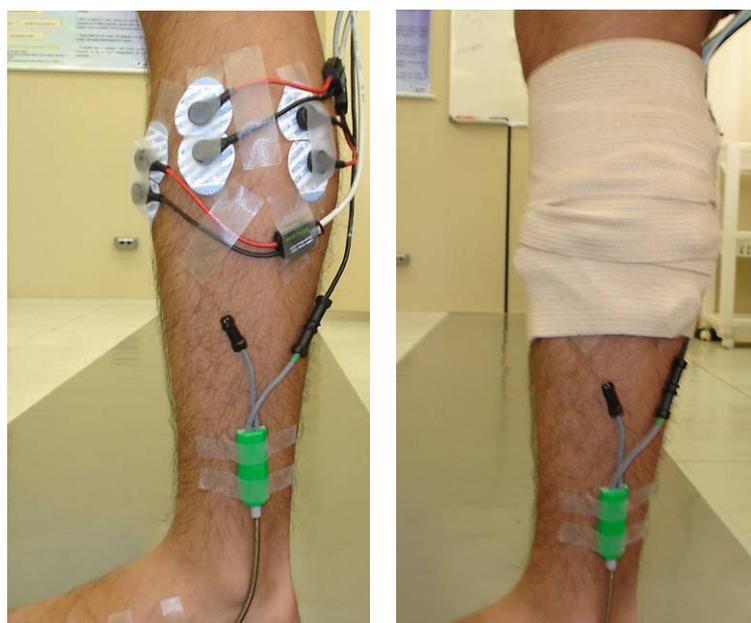


Figura 3 – Colocação dos eletrodos de superfície no sujeito a ser examinado. A fixação foi reforçada com fita adesiva tipo transpore (à esquerda) e faixas elásticas (à direita)

Foi utilizado, também, um eletrogoniômetro (Figura 4) da marca Biometrics (Eletrogoniômetro SG110/A – Biometrics Ltd.), específico para o tornozelo, a fim de se registrar a variação angular do tornozelo no plano sagital (flexão e extensão). Esse equipamento permite a observação em tempo real da variação angular da articulação. O eletrogoniômetro é constituído por dois blocos terminais ligados por uma mola protetora.

Dentro da mola há um fio composto que possui uma série de células de carga (strain gauges) montados ao redor da circunferência do fio. Na medida em que o ângulo entre os blocos terminais se modifica, a mudança no estiramento ao longo do fio é medida pelas células de carga, e a medida é dada em ângulos.

O eletrogoniômetro foi fixado com fita dupla face no pé e no tornozelo utilizando-se como referência a borda lateral do pé e a fíbula. O eletrogoniômetro é formado por um bloco fixo e um deslizante. O bloco fixo foi fixado de forma paralela ao bordo lateral do pé. A seguir, realiza-se, passivamente, a inversão máxima prevista para a coleta. Nessa posição, o bloco deslizante é fixado no bordo lateral da perna, em direção à cabeça da fíbula, de modo que o centro do eletrogoniômetro fique levemente tenso<sup>77</sup>. Essa fixação também foi reforçada com fita adesiva do tipo transpore (Figura 4).

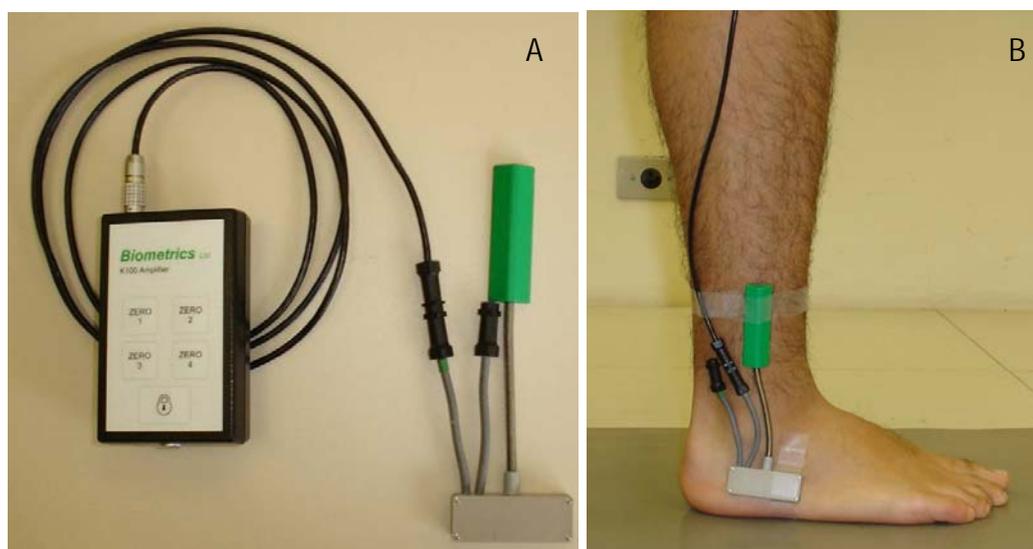


Figura 4 – (A) Eletrogoniômetro para tornozelo da marca *Biometrics* (à direita) e unidade do sujeito (à esquerda), que fica presa por meio de cintas e depois se conecta ao amplificador do eletrogoniômetro; (B) Colocação do eletrogoniômetro no sujeito. Um dos blocos fica paralelo à borda lateral do pé, enquanto o outro fica na porção lateral da perna, em direção à cabeça da fíbula, de modo que os eixos da perna e do bloco sejam coincidentes; a fixação foi reforçada com fita do tipo transpore

A aquisição da EMG foi sincronizada por meio de um conversor A/D de 12 bits de

resolução (placa de aquisição DT3002, AMTI) com a componente vertical da FRS obtida por uma plataforma de força (modelo OR6-7, AMTI), de dimensões 464mm X 508mm X 82,5mm, peso 32kg, embutida no chão do laboratório, e coberta por uma passarela de borracha de 15mm de espessura. Os dados da plataforma de força foram amplificados 1000 vezes (sistema MSA-6, AMTI).

A componente vertical da FRS permitiu o reconhecimento dos instantes de desprendimento do solo e de impacto no bloqueio realizado pelos atletas.

A frequência de amostragem de sinais foi de 1000Hz e o tempo de aquisição foi de quatro segundos. O movimento de bloqueio foi repetido até que quatro tentativas válidas fossem obtidas (Figura 5). Cada tentativa foi considerada válida quando o indivíduo aterrissava com ambos os pés dentro da área da plataforma de força.



Figura 5 – Indivíduo realizando o movimento de bloqueio sobre a plataforma de força: realizando a impulsão (à esquerda) e na fase aérea (à direita); o quadrado vermelho ilustra a área delimitada pela plataforma de força

A aquisição e processamento dos sinais foi realizada por meio do software *BioAnalysis* (AMTI).

Os valores de contração voluntária isométrica máxima (CVIM) foram obtidos para cada um dos músculos analisados. Para tanto, os músculos foram testados por meio de testes de função, segundo Kendall et al.<sup>78</sup>. Foram coletados quatro segundos para cada um dos músculos, e a medida foi repetida duas vezes.

#### 4.3. Tratamento matemático dos dados

Os dados foram processados em ambiente de programação MatLab versão 6.5 (Math Works, Inc.) por meio de uma rotina de programação desenvolvida pela pesquisadora (Apêndice). Nesta rotina, todos os processamentos matemáticos com o sinal da força reação do solo, variação angular e eletromiografia foram realizados. As etapas matemáticas realizadas nesta rotina serão descritas a seguir.

Os valores de CVIM foram calculados a fim de se realizar a normalização de algumas das variáveis estudadas. Os métodos de normalização pela contração voluntária isométrica máxima fornecem a informação de como o músculo está ativo e o grau de ativação desses músculos durante o movimento em relação a sua capacidade máxima<sup>79</sup>.

Para o cálculo desses valores de CVIM realizou-se a retificação por onda completa do sinal bruto adquirido durante os testes de função muscular. Identificou-se, então, o intervalo de um segundo de maior atividade dentro dos quatro segundos coletados e calculou-se a média do sinal para este um segundo selecionado. Essa medida foi realizada para as duas tentativas de cada teste muscular, obtendo-se a média dessas duas tentativas para o TA, o FL e o GL. Fez-se também o cálculo da CVIM filtrada. Para tanto, da mesma

forma o sinal bruto adquirido foi retificado por onda completa, depois foi filtrado com filtro passa-baixa tipo *butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 5Hz. Só então o intervalo de um segundo de maior atividade foi selecionado e calculou-se a média do sinal EMG nesse segundo, e depois a média desse valor para as duas tentativas de cada músculo.

O sinal eletromiográfico e de variação angular de tornozelo foram analisados no intervalo de um ciclo de movimento que correspondeu ao intervalo de tempo entre o início da fase aérea, ou seja, o momento da decolagem, em que houve o desprendimento do pé do solo, até 200ms após o momento de impacto, informações essas obtidas por meio da aquisição simultânea da força de reação do solo (FRS). A componente vertical da FRS foi a escolhida para essa sincronização (Figura 6).

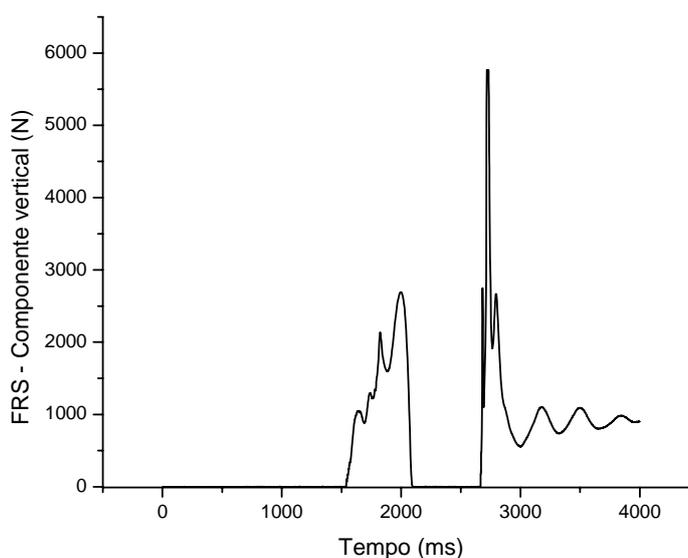


Figura 6 – Componente vertical da FRS durante o movimento de bloqueio: a primeira curva observada corresponde ao momento em que o indivíduo realiza o impulso e se prepara para a fase de vôo; o momento de desprendimento do solo correspondeu ao último valor positivo observado antes que o sinal se tornasse nulo (fase aérea); a segunda curva corresponde à aterrissagem; o momento do impacto correspondeu ao primeiro valor positivo observado após o término da fase aérea

Dentro deste ciclo de movimento estudado foram determinadas duas fases para serem avaliadas distintamente: a fase pré-aterissagem e a fase de aterissagem. Logo após o impacto com o solo o indivíduo realiza ajustes posturais a fim de estabilizar o centro de gravidade após o impacto. Como as estratégias de ajustes posturais são muito individuais, procuramos evitar a abrangência dessa fase de ajuste postural, a fim de não haver interferência destes eventos no sinal EMG e, portanto, buscar a representação da resposta imediata do indivíduo ao impacto. Por esse motivo, em nossa análise foi determinada como fase de aterissagem o intervalo de tempo correspondendo a um intervalo de 200ms após o momento do impacto, conforme Madigan e Pidcoe<sup>80</sup>. Este período compreende a maior parte da absorção do impacto e a desaceleração do corpo, restringindo a análise do sinal EMG à "fase de impacto" da aterissagem. A fase pré-aterissagem correspondeu aos 100ms antes do momento do impacto. Para determinar esse intervalo de tempo calculamos a média de intervalo de tempo que os músculos analisados iniciaram sua ativação. Como essa média ficou em cerca de 80ms, estabeleceu-se um período seguro de 100ms antes da aterissagem para estudarmos a atividade EMG pré-aterissagem na atividade analisada. A análise desse período de 100ms antes do momento do impacto já foi descrita na literatura<sup>18</sup>.

Foram calculados os envoltórios lineares do EMG dos músculos analisados a fim de se obter o padrão temporal de ativação durante a fase selecionada para a tarefa motora. Para se obter os envoltórios lineares foi retirado o *off-set* do sinal bruto, retificou-se o sinal eletromiográfico por onda completa, filtrou-se com filtro passa-baixa tipo *butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 5Hz, normalizados na base de tempo (0 a 100% do ciclo), e normalizados pela CVIM do sinal retificado e filtrado. O ciclo do movimento correspondeu ao intervalo de tempo ente o início da fase aérea (0% do ciclo do movimento) a 200ms após o

momento do impacto (100% do ciclo do movimento). O cálculo do envoltório linear está ilustrado na Figura 7.

Realizou-se, então, uma análise tanto quantitativa quanto qualitativa dos padrões de atividade muscular a partir do envoltório linear. Alguns autores sugerem que para se realizar uma análise qualitativa seria necessário realizarmos a normalização pela média ou pelo pico da atividade registrada durante o movimento<sup>79</sup>. Porém, outros autores já demonstraram que o padrão do envoltório linear não se modifica quando se compara o mesmo sinal normalizado pela CVIM e normalizado pela média ou pico de ativação, permitindo-nos realizar a análise qualitativa no sinal normalizado pela CVIM<sup>81</sup>.

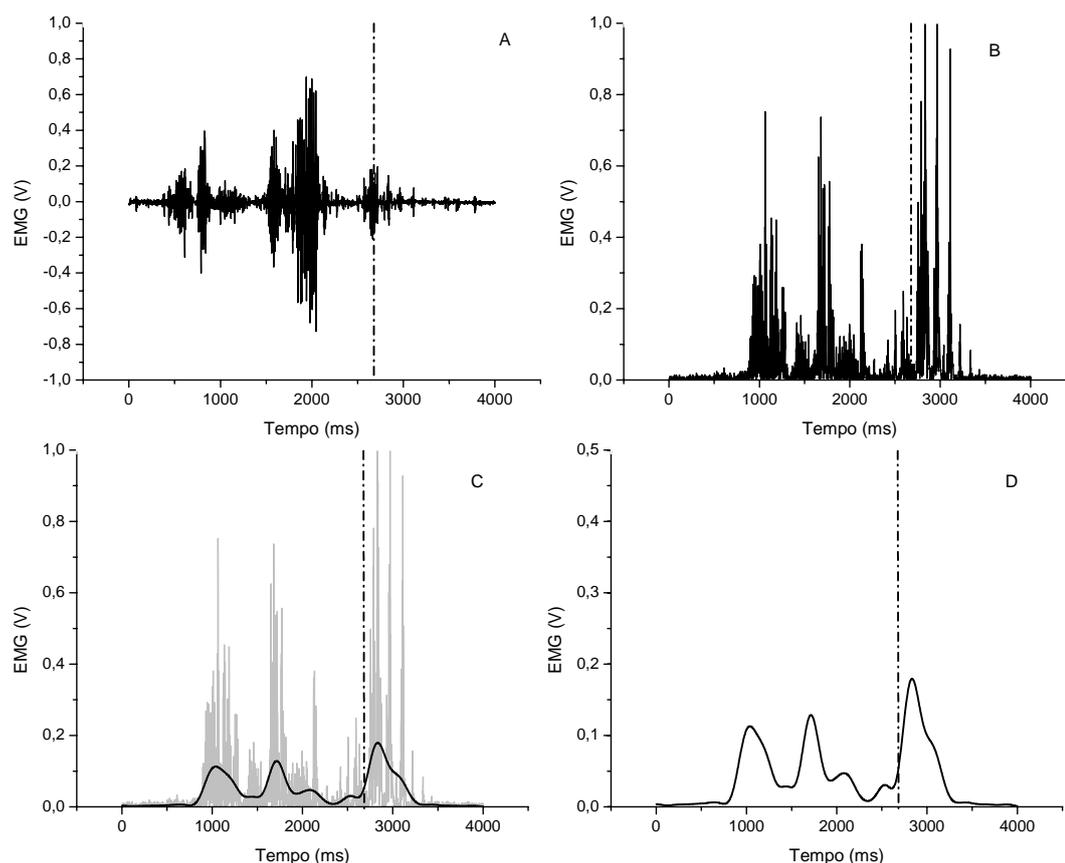


Figura 7 – Etapas do tratamento matemático do sinal eletromiográfico para elaboração dos envoltórios lineares: (A) sinal EMG bruto; (B) retirado o *off-set* retifica-se o sinal; (C) sinal retificado (em cinza) e sinal filtrado com frequência de corte de 5Hz (em preto); (D) sinal filtrado e retificado; a linha vertical pontilhada corresponde ao momento do impacto, determinado através do componente vertical da FRS

As variáveis do envoltório linear analisadas para o bloqueio foram:

- TA – momento do pico máximo e magnitude do pico máximo (Figura 8, número 1);
- FL – momento do pico máximo e magnitude do pico máximo (Figura 8, número 2);
- GL – momento do pico máximo e magnitude do pico máximo (Figura 8, número 3).

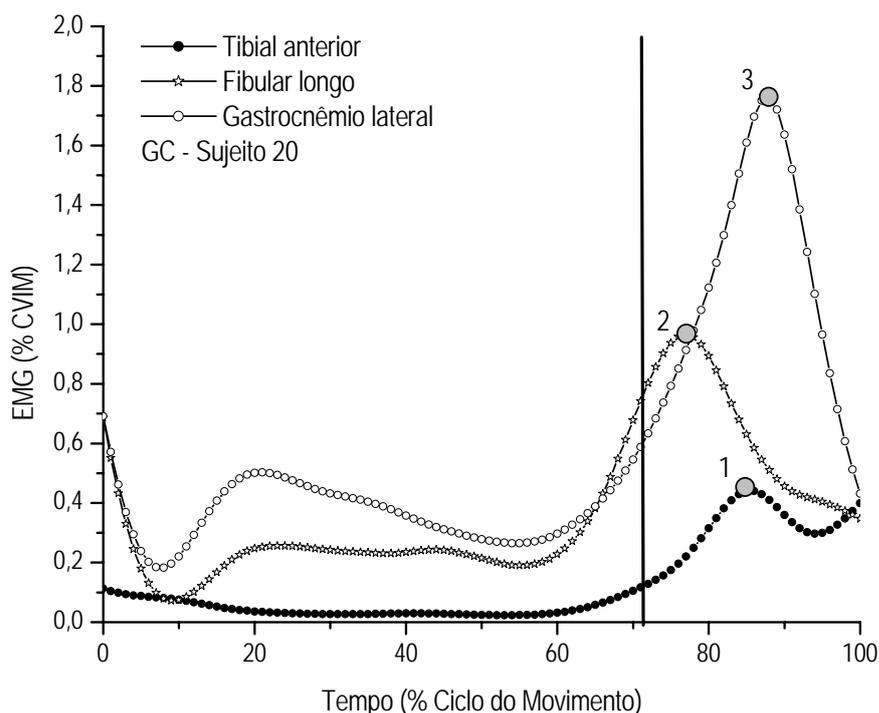


Figura 8 – Representação gráfica das variáveis analisadas do envoltório linear dos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio lateral (GL) durante o movimento de bloqueio no volei: (1) Momento do pico máximo de ativação do TA (eixo x) e pico máximo do TA (eixo y), (2) momento do pico máximo de ativação do FL (eixo x) e pico máximo do TA (eixo y), (3) momento do pico máximo de ativação do GL (eixo x) e pico máximo do TA (eixo y); a linha vertical representa o momento do impacto

O coeficiente de variação (CV) foi utilizado como forma de representar a variabilidade dos dados eletromiográficos para os sujeitos entre as tentativas. Sendo assim o CV foi calculado por meio da razão entre o desvio padrão e a média do sinal EMG e representado em porcentagem:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|} \quad (2)$$

onde  $N$  é o número de dados (instantes) no ciclo médio do movimento analisado,  $X_i$  é o valor médio da variável no instante em consideração, e  $\sigma_i$  é o desvio padrão da variável  $X$  em  $X^2$ .

Além do cálculo do envoltório linear, o sinal eletromiográfico bruto foi retificado e os valores de *Root Mean Square* (RMS) foram calculados na fase pré-aterrissagem e na fase de aterrissagem. O RMS fornece um parâmetro de representação da magnitude do sinal e permite a análise dos músculos de forma individual em relação ao ciclo de movimento<sup>83</sup>. Comparou-se o comportamento do RMS entre os grupos. Esses valores foram normalizados pela CVIM do sinal bruto retificado em onda completa.

O instante de início da atividade muscular em relação ao ciclo do movimento também foi determinado. Para tal foi utilizado o critério sugerido por Santello e McDonagh<sup>84</sup>. Realizou-se a retificação do sinal EMG bruto, e logo após, a integração contínua do sinal no intervalo de tempo igual ao da frequência de amostragem. Obteve-se, portanto o sinal EMG integrado. O sinal EMG integrado e o intervalo de tempo selecionado foram normalizados de modo que o sinal EMG integrado final e o intervalo de tempo receberam o valor de um. Este intervalo de tempo corresponde ao intervalo entre o início da fase aérea do salto vertical, ou seja, o momento em que ocorre o desprendimento do pé do solo, até 200ms após a aterrissagem, determinados pela força reação do solo. Ao se normalizar o sinal EMG integrado e o intervalo de tempo selecionado, a inclinação da linha do sinal EMG integrado normalizado torna-se dependente da taxa de aumento do sinal EMG. O sinal EMG integrado normalizado foi, então, comparado a uma linha de referência de inclinação igual a um, que representa a relação entre o IEMG normalizado e o tempo normalizado quando há um nível constante da

amplitude do sinal EMG. Quando a linha de base do sinal EMG se encontra aplainada, a taxa de aumento do sinal EMG integrado é constante e, portanto, a inclinação da curva será um, ou seja, a mesma da linha de referência. Quando a linha de base é caracterizada por surtos breves de atividade EMG, os aumentos na inclinação da curva também duram pouco tempo, retornando logo depois à mesma taxa de crescimento antes da ocorrência dos surtos. A inclinação da curva, portanto, aumenta de forma contínua se houver um aumento contínuo na amplitude do sinal EMG, e, por consequência, a inclinação do sinal EMG integrado normalizado é maior do que um.

O início da atividade EMG de cada um dos músculos estudados foi definido como o momento no tempo em que a distância  $d$  entre a inclinação do sinal EMG integrado normalizado e a linha de referência foi a maior, e foi descrito em relação ao momento da aterrissagem (Figura 9).

O início de atividade muscular foi referenciado em relação ao momento no ciclo de movimento em que o pé é submetido a um torque inversor – momento da aterrissagem no bloqueio – seja esse início antes ou após a geração desse momento. Assim, o início da atividade muscular foi expresso como a diferença entre o momento da aterrissagem e o momento da ativação muscular, representados em forma de % do ciclo de movimento (0% corresponde ao início da fase aérea e 100% corresponde a 200ms após o impacto). Assim, valores positivos correspondem a uma ativação anterior ao momento do impacto, e valores negativos, a uma ativação após o impacto identificado pela FRS vertical.

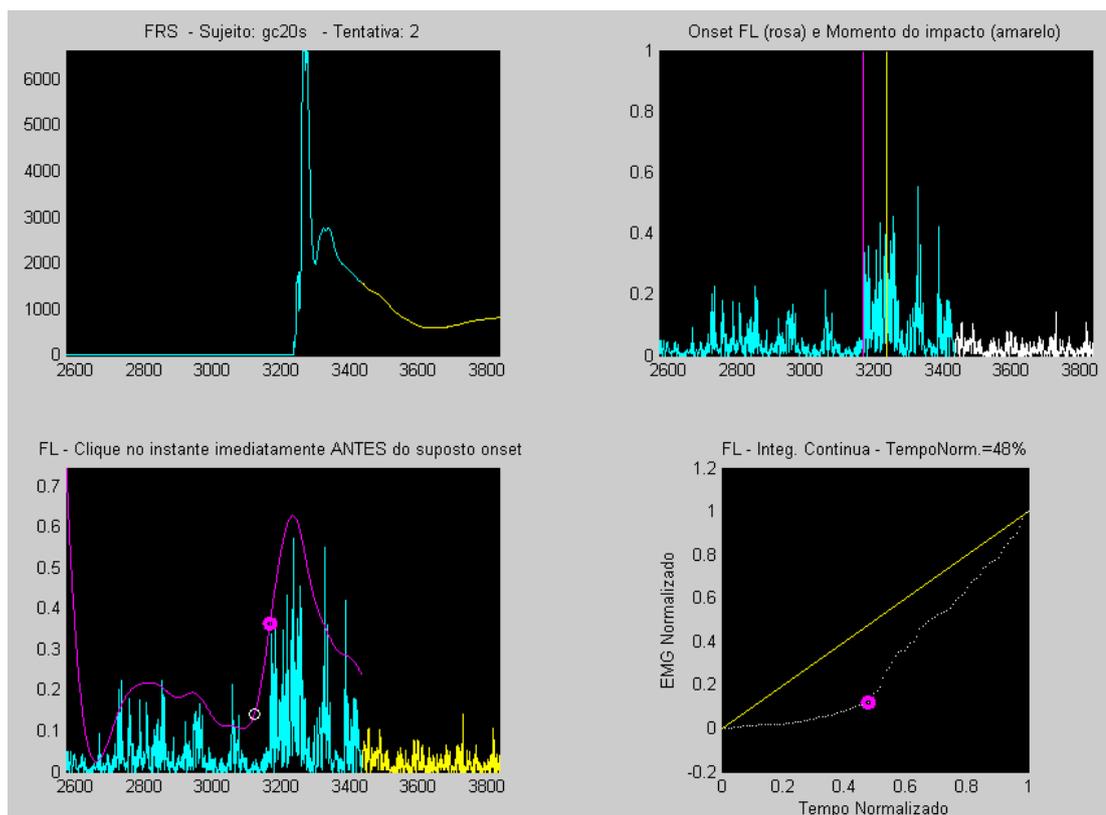


Figura 9 – Método de determinação do início da atividade muscular: a parte colorida de azul corresponde ao ciclo de movimento analisado (do início da fase aérea a 200ms após o impacto); o quadrante superior à esquerda mostra o componente vertical da FRS; o quadrante superior à direita mostra o sinal EMG retificado para o músculo FL de um dos sujeitos, o momento de impacto (em amarelo) e o início da ativação muscular (em rosa); o quadrante inferior esquerdo mostra o sinal EMG retificado com o envoltório linear correspondente e a marcação do início da ativação muscular; o quadrante inferior direito mostra o sinal EMG integrado e, em rosa, o ponto de início da ativação muscular

Essa análise se faz necessária uma vez que se questiona a capacidade dos músculos pronadores do pé de reagirem suficientemente rápido a fim de evitar uma supinação excessiva<sup>41</sup>. Se os músculos não são capazes de reagirem de forma eficaz após o momento desestabilizador, indivíduos com instabilidade funcional devem apresentar uma pré-programação da atividade muscular alterada nos períodos imediatos pré e pós-impacto, como sugerem Caulfield e Garret<sup>20</sup>. Portanto, foi investigado se o início da atividade muscular ocorre antes ou após a aterrissagem para cada um dos músculos estudados, assim como o padrão de pré e pós ativação para ambos os grupos.

Especulou-se que a justificativa da presença da instabilidade funcional esteja não apenas na mudança de atividade dos músculos do tornozelo em separado, mas na forma como eles se comportam entre si. Baumhauer et al.<sup>72</sup>, por exemplo, ao analisarem o pico de torque dos músculos do tornozelo em indivíduos com e sem instabilidade funcional observaram que não houve diferença para os músculos eversores e inversores do pé entre esses indivíduos, porém, a relação entre o pico de torque para os eversores e inversores foi menor para os indivíduos com instabilidade, sugerindo que o desequilíbrio muscular, mais do que alterações de força, poderiam aumentar a susceptibilidade desses indivíduos a sofrerem entorses. Desta forma, utilizou-se uma variável que analisasse a relação entre a atividade de grupos musculares de funções opostas (agonistas e antagonistas), tentando trazer informações a respeito de padrões de co-ativação, o índice de co-contração<sup>85,86</sup>:

$$\text{Índice de co-contração} = \frac{\min[A, B]}{(A + B)/2} \quad (1)$$

sendo que min é o menor sinal e A e B correspondem à integral do sinal EMG (IEMG) retificado em onda cheia, filtrado com filtro passa-baixa tipo *butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 5Hz e normalizado pela contração voluntária isométrica máxima do sinal também retificado em onda cheia e filtrado, para o tempo total de contração das fases pré-aterrissagem e de aterrissagem.

Este índice foi calculado para dois pares de grupos musculares: inversores (TA) e eversores (FL), flexores (TA) e extensores (GL). Na atividade pré-aterrissagem, o TA apresentou menor atividade tanto em relação ao FL quanto em relação ao GL. Já na atividade pós-aterrissagem, o TA apresentou maior atividade em relação aos outros dois músculos. Assim, na fase pré-aterrissagem estudou-se a atividade do TA em relação à atividade conjunta do FL e do TA, e a atividade do TA em relação à atividade conjunta do GL e do TA. Já na fase pós-aterrissagem estudou-se a atividade do FL em relação à atividade

conjunta do FL e do TA, e a atividade do GL em relação à atividade conjunta do GL e do TA. Quando a co-contracção é máxima, ou seja, quando a atividade elétrica de músculos com funções opostas não gera movimento, o índice de co-contracção terá o valor de 100%<sup>86</sup>.

A variação angular do tornozelo, obtida através dos sinais do eletrogoniômetro, foi utilizada a fim de se determinar a posição do tornozelo no plano sagital no momento da aterrissagem. Para tanto, o sinal adquirido foi filtrado com filtro passa-baixa com frequência de corte de 100Hz. O ângulo de tornozelo no plano sagital no momento do impacto, momento este determinado pela componente vertical da FRS foi determinado e calculou-se a média das quatro tentativas para cada um dos grupos.

A Tabela 3 resume as variáveis a serem analisadas.

Tabela 3 – Resumo das variáveis biomecânicas a serem analisadas

FASE PRÉ ATERRISSAGEM	FASE PÓS ATERRISSAGEM
	Envoltório qualitativo
-----	Pico máximo TA (%CVIM)
-----	Pico máximo GL (%CVIM)
-----	Pico máximo FL (%CVIM)
-----	Instante do pico máximo TA (% ciclo)
-----	Instante do pico máximo GL (% ciclo)
-----	Instante do pico máximo FL (% ciclo)
RMS TA (%CVIM)	RMS TA (%CVIM)
RMS GL (%CVIM)	RMS GL (%CVIM)
RMS FL (%CVIM)	RMS FL (%CVIM)
	Instante do início da atividade EMG TA (% ciclo)
	Instante do início da atividade EMG GL (% ciclo)
	Instante do início da atividade EMG FL (% ciclo)
Índice Co-contracção flexores / extensores	Índice Co-contracção extensores / flexores
Índice Co-contracção inversores / eversores	Índice Co-contracção eversores / inversores
Ângulo tornozelo plano sagital (graus)	-----

#### 4.4. Tratamento estatístico dos dados

Para a análise estatística, foi utilizado o software *SPSS*, versão 10.0 (SPSS, Inc.). Foi realizada a análise descritiva das variáveis antropométricas – idade, massa, estatura, índice de massa corpórea (IMC); das variáveis eletromiográficas; de variação angular e das variáveis de descrição do nível de atividade física – tempo de prática e frequência semanal (medidas de tendência central e variabilidade). Também foi testada a normalidade na distribuição das variáveis de razão analisadas por meio do teste de *Shapiro-Wilks*.

As análises inferenciais entre grupos GC e GI foram feitas utilizando-se o Teste t independente quando a distribuição normal estava presente, e pelo teste de *Mann-Whitney* quando a distribuição não era normal.

As análises inferenciais entre o início da atividade muscular de cada músculo estudado (TA, GL, FL) foram feitas por meio da análise de variância para cada um dos grupos. Para tanto, além do teste de normalidade, foi aplicado o teste de Levene para verificar a homogeneidade de variância dessas variáveis. Esses valores apresentaram distribuição normal, mas não a homocedasticidade. Assim, a transformação em raiz quadrada foi aplicada, e os pressupostos de homogeneidade e homocedasticidade foram atingidos. Quando a análise de variância indicou a presença de diferença significativa dentro do grupo, o teste *post hoc* de Scheffè foi utilizado para identificar a diferença entre o início da atividade entre os músculos.

As outras variáveis provenientes do questionário de avaliação inicial foram representadas na forma de tabelas de frequência e comparadas entre os grupos através do teste de Qui-quadrado ou teste exato de Fisher quando alguma das frequências foi menor do que cinco.

Foi adotado o valor de  $\alpha$  de 0,05 para considerar diferenças significativas e entre 0,05 e 0,10 para marginalmente significativo<sup>87</sup>.

## 5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

A Tabela 4 mostra as idades e as características antropométricas dos sujeitos estudados. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

Tabela 4 – Idade, tempo de prática, características antropométricas dos grupos controle e instabilidade estudados (média  $\pm$  1 desvio padrão) e valor do p

VARIÁVEIS	GC (n=19)	GI (n=21)	p
Idade (anos)	20,3 $\pm$ 3,9	20,6 $\pm$ 3,8	(1) 0,364
Massa (kg)	79,4 $\pm$ 9,9	80,9 $\pm$ 12,9	(2) 0,341
Estatura (m)	1,89 $\pm$ 0,1	1,91 $\pm$ 0,1	(2) 0,280
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	22,1 $\pm$ 2,1	22,1 $\pm$ 2,7	(2) 0,499
Tempo de prática do voleibol (anos)	7,0 $\pm$ 3,7	7,8 $\pm$ 3,9	(1) 0,384
Freqüência semanal de treinos (h/sem)	12,6 $\pm$ 10,6	12,0 $\pm$ 9,6	(1) 0,374

(1) Teste U de Mann-Whitney

(2) Teste t independente

A Tabela 5 mostra as principais características de gênero, posição dos atletas e nível de prática esportiva dos sujeitos analisados.

Tabela 5 – Caracterização dos grupos analisados quanto ao gênero, posição dos atletas, nível de prática esportiva e ocorrência de entorses por inversão

Variáveis	GC	GI	p	
Gênero (%)	Masculino	94,7	90,5	(1)0,538
	Feminino	5,3	9,5	
Posição (%)	Levantador	10,5	4,8	(1)0,462
	Meio	42,1	33,3	(2)0,284
	Ponta	36,8	52,4	(2)0,162
	Oposto	10,5	9,5	(1)0,658
Categoria (%)	Infante	36,8	28,6	(2)0,289
	Juvenil	15,8	28,6	(1)0,280
	Adulto	47,4	42,9	(2)0,378
Nível de prática (%)	Profissional	52,6	57,1	(2)0,389
	Não profissional	47,4	42,9	

(1)Teste exato de Fisher

(2)Qui-quadrado

A Tabela 6 apresenta a freqüência de entorses de tornozelo para cada um dos grupos. Observou-se que o entorse de tornozelo é bastante freqüente na prática do voleibol,

e que sua ocorrência está significativamente aumentada em indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo.

Tabela 6 – Frequência de entorses que levaram ao afastamento da prática esportiva para os grupos controle e com instabilidade

Variáveis	GC	GI	p
Número de entorses	0,9±1,0	3,8±1,9	-----
Ocorrência de pelo menos um entorse no último ano (%)*	21,1	52,4*	(1)0,042
Ocorrência de mais de um entorse no último ano*	0	33,3*	(1)0,006

\* Diferença estatisticamente significativa

(1)Teste exato de Fisher

A Tabela 7 mostra as principais queixas apresentadas pelos sujeitos com instabilidade funcional do tornozelo. Nenhum dos indivíduos do grupo controle apresentou qualquer queixa semelhante. Dois indivíduos do grupo com instabilidade (9,5%) não relacionaram as queixas apresentadas a qualquer uma das atividades funcionais descritas abaixo.

Tabela 7 – Caracterização das principais queixas apresentadas pelos atletas com instabilidade funcional (GI)

VARIÁVEIS		OCORRÊNCIA (%)
Queixas mais frequentes	Falseio	66,7
	Entorse repetição	42,9
	Dor	28,6
	Edema	14,3
	Outros	4,8
Atividades relacionadas às queixas descritas	Andar e/ou correr em superfícies regulares	19,1
	Andar e/ou correr em superfícies irregulares	42,9
	Saltos	33,3
	Giros	33,3

Os padrões dos envoltórios lineares dos grupos GC e GI podem ser observados na Figura 10 e na Figura 11, respectivamente.

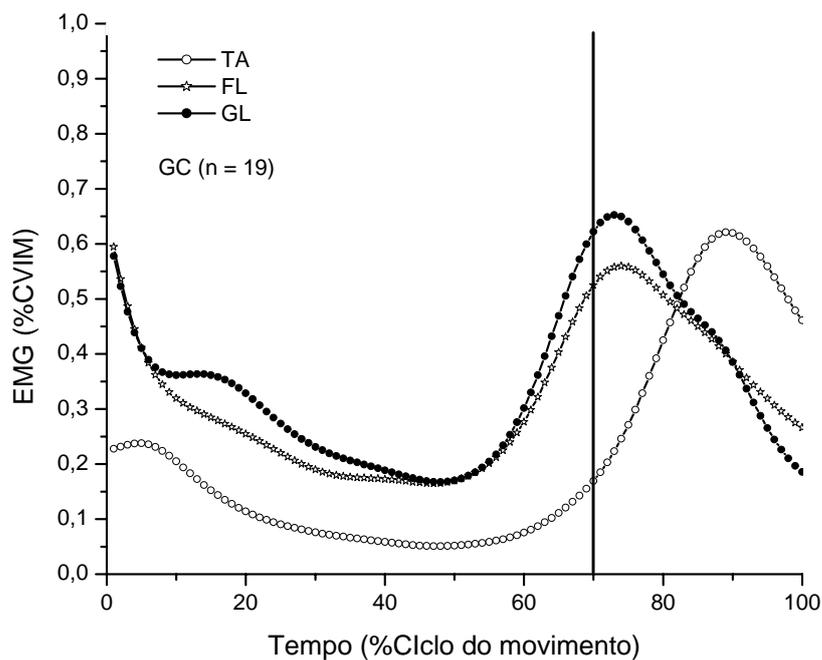


Figura 10 – Curvas médias dos envoltórios lineares da EMG dos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio lateral (GL) do grupo controle durante a aterrissagem; a linha vertical representa o momento do impacto

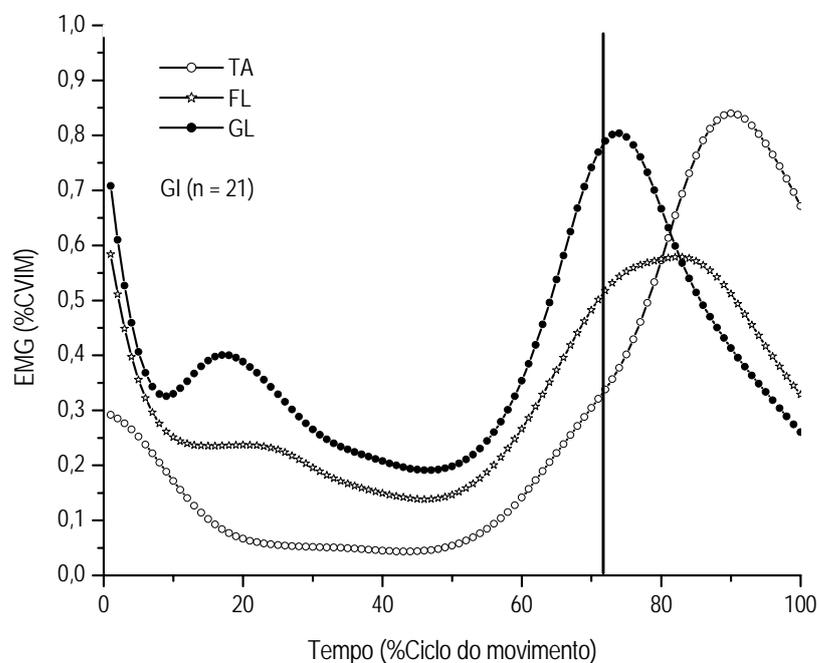


Figura 11 – Curvas médias dos envoltórios lineares da EMG dos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio lateral (GL) do grupo instabilidade durante a aterrissagem; a linha vertical representa o momento do impacto

A Tabela 8 e a Figura 12 mostram a média dos valores do CV para os músculos analisados.

Tabela 8 – Coeficiente de variação dos envoltórios lineares (média  $\pm$  1 desvio padrão) dos músculos TA, GL e FL e valores de p para o movimento de bloqueio nos grupos controle e instabilidade

Músculo	GC (%)	GI (%)	p
TA	46,9 $\pm$ 19,6	54,6 $\pm$ 28,0	(1)0,213
FL	34,2 $\pm$ 11,8	37,2 $\pm$ 9,9	(2)0,199
GL	40,0 $\pm$ 18,3	39,9 $\pm$ 15,2	(1)0,407

(1) Teste U de Mann-Whitney

(2) Teste t independente

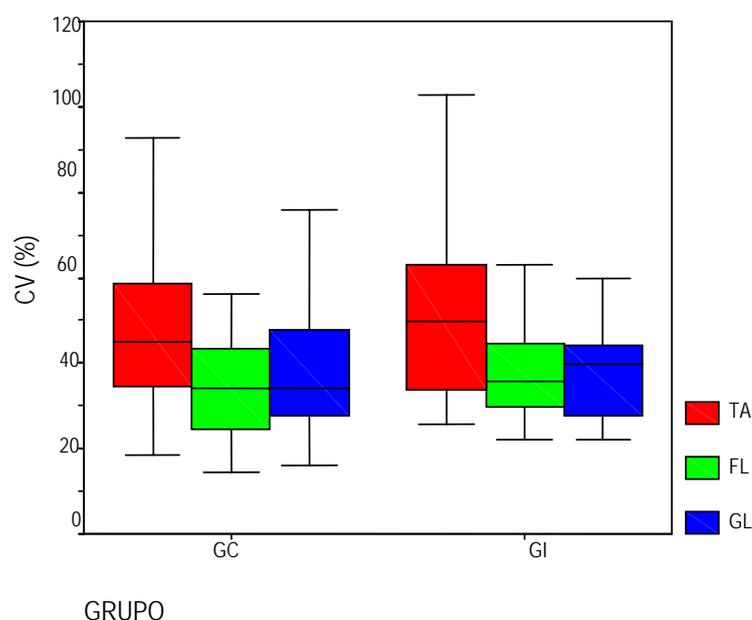


Figura 12 – Box Plot representando a média e o desvio padrão do coeficiente de variação (CV) dos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio lateral (GL) para os grupos controle (GC) e com instabilidade (GI)

De forma geral, os valores mostraram-se semelhantes entre os grupos. A literatura carece de dados que possam nos fornecer um parâmetro do coeficiente de variação esperado para esses músculos em uma atividade dinâmica como o salto vertical. Winter<sup>82</sup> fornece os valores esperados durante a marcha – 33,0 $\pm$ 4,9% para o tibial anterior, 42,0 $\pm$ 9,9% para o fibular longo e 37 $\pm$ 14,8% para o gastrocnêmio lateral. Os valores de CV

não se mostraram muito diferentes dos descritos, porém, demonstram certa variabilidade, inerente do tipo de sinal estudado. Por esse motivo, também, escolheu-se incluir observar não apenas os dados que se apresentaram estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ). Mas também os marginalmente significantes ( $p < 0,10$ ), uma vez que a variabilidade do sinal EMG poderia estar mascarando alguns comportamentos importantes para o entendimento da instabilidade funcional.

As variáveis do envoltório linear (Tabela 9) mostraram que todos os músculos apresentaram seus picos de ativação após o momento do impacto, portanto representados com sinal negativo. Tanto o músculo TA quanto o FL apresentaram um pico de ativação mais tardio nos sujeitos do grupo GI, sendo essa diferença estatisticamente significativa para o TA, e marginalmente significativa para o FL. Além disso, o TA apresentou uma maior magnitude de pico, e o FL, uma menor magnitude (ambos de forma estatisticamente significativa) nos indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo (Tabela 10).

Tabela 9 – Variáveis do envoltório linear (tempo em %, correspondente à diferença entre o momento da aterrissagem e o momento do pico máximo; média  $\pm$  1 desvio padrão) e valores de p nos grupos controle e instabilidade.

ENVOLTÓRIO LINEAR	GC (% do ciclo)	GI (% do ciclo)	p
TA pico máximo	-13,8 $\pm$ 3,5	-17,2 $\pm$ 2,9*	(1) 0,001
FL pico máximo	-2,2 $\pm$ 7,4	-5,6 $\pm$ 6,5	(1) 0,064
GL pico máximo	-0,11 $\pm$ 5,5	-0,7 $\pm$ 4,4	(1) 0,358

\* Diferença estatisticamente significativa

(1) Teste t independente

Tabela 10 – Valores da magnitude dos picos de ativação máxima (%CVIM, média  $\pm$  1 desvio padrão) e valores de p nos grupos controle e instabilidade

ENVOLTÓRIO LINEAR	GC (%CVIM)	GI (%CVIM)	p
TA magnitude pico máximo	68,5 $\pm$ 17,2	81,2 $\pm$ 28,8*	(1) 0,048
FL magnitude pico máximo	72,9 $\pm$ 27,3	59,1 $\pm$ 16,0*	(1) 0,032
GL magnitude pico máximo	83,3 $\pm$ 32,8	76,6 $\pm$ 26,1	(1) 0,239

\* Diferença estatisticamente significativa

(1) Teste t independente

Os valores de RMS encontram-se na Tabela 11, e estão ilustrados na Figura 13 e na Figura 14. Os resultados mostraram diferenças significativas na ativação do músculo FL entre os grupos GC e GI no período pré-aterissagem, e na ativação do músculo TA no período pós-aterissagem.

Tabela 11 – Valores de RMS pré e pós aterissagem (% da CVIM, média  $\pm$  1 desvio padrão) e valores de p nos grupos controle e instabilidade

	MÚSCULO	GC (%CVIM)	GI (%CVIM)	p
Pré aterissagem	TA	16,5 $\pm$ 8,7	20,4 $\pm$ 15,0	(1) 0,395
	FL	55,6 $\pm$ 29,3	39,2 $\pm$ 12,1*	(2) 0,015
	GL	68,6 $\pm$ 31,2	63,4 $\pm$ 33,0	(2) 0,306
Pós aterissagem	TA	48,0 $\pm$ 13,2	57,9 $\pm$ 20,0*	(2) 0,037
	FL	38,6 $\pm$ 12,2	40,5 $\pm$ 13,9	(2) 0,322
	GL	34,0 $\pm$ 12,4	34,7 $\pm$ 12,8	(2) 0,435

\* Diferença estatisticamente significativa

(1) Teste U de Mann-Whitney

(2) Teste t independente

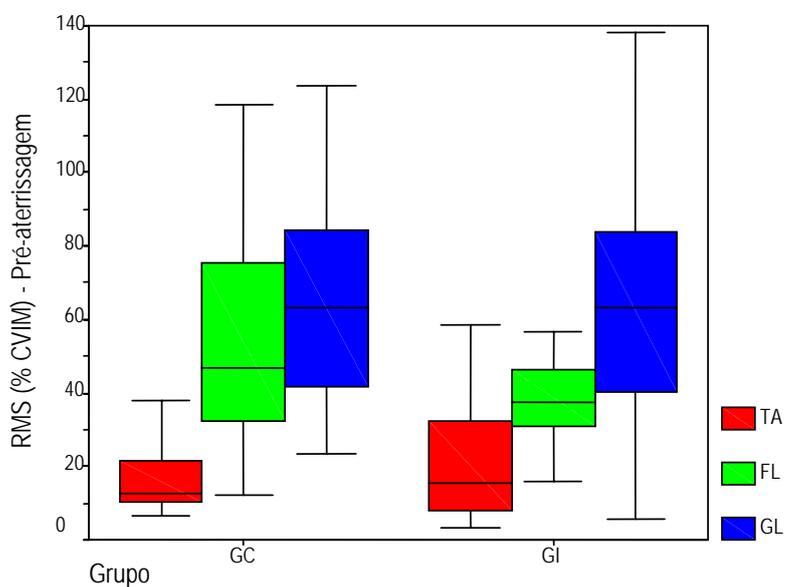


Figura 13 – Box Plot representando a média e o desvio padrão dos valores de RMS pré-aterissagem (%CVIM) dos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio lateral (GL) para os grupos controle (GC) e com instabilidade (GI)

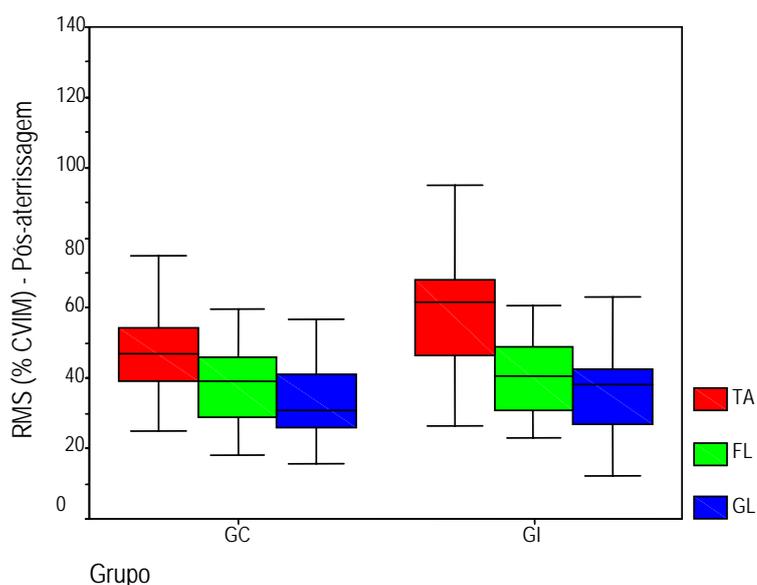


Figura 14 – Box Plot representando a média e o desvio padrão dos valores de RMS pós-aterrissagem (%CVIM) dos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e gastrocnêmio lateral (GL) para os grupos controle (GC) e com instabilidade (GI)

Os valores de início da ativação muscular encontram-se na Tabela 12.

Tabela 12 – Valores de início de ativação muscular de TA, FL e GL (tempo em %, correspondente à diferença entre o momento da aterrissagem e o momento do e o momento do início da atividade muscular; média  $\pm$  1 desvio padrão) e valores de p nos grupos controle e instabilidade

MÚSCULO	GC (% do ciclo)	GI (% do ciclo)	p
TA	8,0 $\pm$ 6,4 <sup>§</sup>	6,9 $\pm$ 7,6	(4) 0,311
FL	(2) 13,5 $\pm$ 4,2	12,1 $\pm$ 3,4	(4) 0,137
GL	(3) 13,4 $\pm$ 3,4	11,5 $\pm$ 1,8*	(4) 0,020
p <sup>(1)</sup>	(1) 0,010 <sup>§</sup>	(1) 0,140	

\*.§ Diferenças estatisticamente significantes

(1) Análise de variância de um fator

(2) Teste Post Hoc de Scheffe (p = 0,002)

(3) Teste Post Hoc de Scheffe (p = 0,004)

(4) Teste t independente

Observou-se uma diferença estatisticamente significativa para o músculo GL, que foi ativado mais tarde no ciclo de movimento. Todos os músculos tiveram sua ativação ocorrendo antes do momento do impacto.

Quando comparados os valores de início de ativação entre os músculos estudados dentro de cada grupo, observou-se que no GC, o TA ativou após o FL e o GL, enquanto o FL

e o GL ativaram de forma praticamente simultânea. Já no GI, todos os músculos ativaram de forma simultânea.

A Tabela 13 mostra os valores para os índices de co-contracção estudados. De forma geral, os valores mostraram-se semelhantes entre os grupos, embora o índice entre GL e TA pós-aterrissagem tenha mostrado valor de p marginalmente significativo apresentando um menor índice para o grupo com instabilidade.

Tabela 13 – Valores do índice de co-contracção (% ,média  $\pm$  1 desvio padrão) e p para os grupos controle e instabilidade nas fases pré e pós aterrissagem

ÍNDICE	GC (%)	GI (%)	p
T AFL pré-aterrissagem	54 $\pm$ 26,8	60,3 $\pm$ 33,1	(1) 0,258
T AGL pré-aterrissagem	41,1 $\pm$ 15,1	52,1 $\pm$ 36,2	(2) 0,315
F LTA pós-aterrissagem	90,9 $\pm$ 23,8	87,0 $\pm$ 24,0	(1) 0,303
G LTA pós-aterrissagem	85,6 $\pm$ 30,2	72,8 $\pm$ 19,1	(1) 0,063

(1) Teste t independente

(2) Teste U de Mann-Whitney

O ângulo do tornozelo no plano sagital no momento do impacto não mostrou diferença entre os grupos (p = 0,380, utilizado Teste t independente), sendo de 29,7° $\pm$ 4,9° de extensão para o grupo controle e 28,9° $\pm$ 7,2° de extensão para o grupo com instabilidade funcional.

## 6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O grupo com instabilidade funcional apresentou uma alta ocorrência de entorses (3,8%), o que condiz com a condição desses indivíduos. A queixa apresentada mais freqüente foi a de falseio (66,7%), seguida dos entorses de repetição (42,9%). Em menor grau, observou-se a ocorrência de dor (28,6%) e edema (14,3%). A atividade mais relacionada a essas queixas foi a de andar e/ou correr em superfícies irregulares (42,9%), seguida pela realização de saltos e giros (33,3%) e, por último, andar e/ou correr em superfícies regulares (19,1%), ou seja, a dificuldade funcional está realmente mais relacionada a atividades que mais desestabilizam o complexo tornozelo-pé – a realização de atividades em superfícies irregulares e os movimentos de salto e giro.

Os valores do CV para os músculos analisados mostraram-se semelhantes entre si e próximos aos descritos por Winter<sup>82</sup> (TA –  $33,0 \pm 4,9\%$ ; FL –  $42,0 \pm 9,9\%$ ; GL –  $37 \pm 14,8\%$ ) durante a marcha. A literatura carece de dados que possam nos fornecer um parâmetro do CV esperado para esses músculos no salto vertical. Levando-se em conta a natureza do movimento estudado, já se esperavam valores mais altos de CV. A maioria dos estudos de salto vertical foi realizada a partir de alturas controladas a fim de diminuir a variabilidade do experimento<sup>84, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94</sup>, diferente do presente estudo, o que poderia levar a uma maior variabilidade de padrões eletromiográficos a cada tentativa. Além do que, os estudos sobre instabilidade avaliaram situações extremamente controladas de inversão súbita do pé por meio de alçapões, um padrão de movimento bastante restrito e pouco variável. Nesse estudo foi realizada uma análise de um movimento funcional dentro da prática do voleibol enriquecendo a discussão funcional e aplicada da instabilidade, aproximando-se mais de uma

situação real de queixa dos jogadores. Mas ao mesmo tempo, esta escolha de estudar uma habilidade motora com maiores graus de liberdade e, portanto, mais variável em termos de padrões motores, aumentou a variabilidade nas variáveis estudadas.

Ao observarmos de forma qualitativa os envoltórios lineares, identifica-se que no GC todos os músculos começam sua atividade antes do momento do impacto e esta aumenta de forma contínua e gradual. Porém, esse aumento é mais acentuado para os músculos FL e GL, uma vez que ambos atingem o máximo de sua atividade praticamente de forma simultânea ao impacto, aumentando muito provavelmente os momentos extensores e eversores do complexo tornozelo-pé.

Outra observação interessante é que no período de tempo que antecede o impacto, a atividade do TA no GC é menor do que a atividade do FL e do GL, podendo gerar menores momentos inversores na fase pré-aterrissagem, momento este que predisporia a uma maior instabilidade na aterrissagem, aumentando as possibilidades de entorse. Assim, esse padrão de atividade observado antes do impacto levaria a um aumento do momento eversor no complexo tornozelo-pé, a fim de prepará-lo para o torque inversor gerado pelo contato com o solo, e a um aumento da atividade do GL a fim de auxiliar na absorção do impacto. McKinley e Pedotti<sup>89</sup> sugerem que a extensão do tornozelo na aterrissagem é importante, pois permite que o tornozelo tenha uma maior movimentação, e, portanto, mais tempo para distribuir a força de impacto. Já o TA apresenta uma atividade mais pronunciada passado o momento do impacto, mais próxima ao final do ciclo de movimento estudado, de acordo com o padrão descrito na literatura<sup>84,89,90</sup>, levando a um maior momento flexor e inversor nos 200ms que sucedem o impacto. Arampatzis<sup>90</sup> sugere que esse aumento da atividade do TA é necessário, pois evitaria uma eversão excessiva na articulação talocrural.

No grupo GI, o padrão observado antes da aterrissagem é o mesmo em relação ao GC, com a diferença que há uma diminuição considerável da diferença entre a atividade do TA e do FL antes do momento da aterrissagem. Nessa fase é importante que o FL tenha uma maior atividade do que o TA, uma vez que essa atividade irá preparar o complexo tornozelo-pé a fim de se proteger do torque inversor que irá ocorrer no momento do impacto. Assim, a diminuição da diferença da atividade entre o FL e o TA predispõe a uma maior possibilidade de ocorrer um torque inversor maior do que o suportável pelos estabilizadores estáticos no momento do impacto.

Os valores de RMS do TA na pré-aterrissagem não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, embora as médias dos grupos mostrem uma tendência de aumento desses valores no GI. Os altos valores de desvio padrão mostram que a variabilidade do movimento pode ter mascarado essa tendência. Se houver uma maior atividade do TA antes do momento da aterrissagem em indivíduos com IF, essa maior atividade pode estar predispondo esses sujeitos ao entorse, uma vez que se o complexo tornozelo-pé já se encontra em inversão no momento do contato com o solo, o braço de alavanca da articulação subtalar será maior, levando a uma supinação excessiva<sup>41</sup>. Essa maior atividade do TA na fase pré-aterrissagem para os sujeitos com IF pôde ser observada, também, de forma qualitativa nos envoltórios lineares.

Essa tendência é observada também para os valores de RMS de TA pós-aterrissagem, que se mostraram significativamente maiores no grupo com instabilidade. Os padrões observados no envoltório linear também apresentaram uma maior atividade do TA desde antes do momento da aterrissagem até o final do ciclo do movimento analisado para os indivíduos com instabilidade funcional, quando comparados ao grupo controle. Na fase pós-aterrissagem, o aumento da atividade do TA seria benéfico para a estabilidade do tornozelo,

pois o TA é inversor e flexor. Arampatzis et al.<sup>90</sup> observaram um aumento da atividade desse músculo quando a queda é de uma maior altura, que os autores relacionaram a uma tentativa de evitar uma eversão excessiva do complexo tornozelo-pé. Wilkerson et al.<sup>61</sup> também ressaltaram a função estabilizadora do TA, uma vez que durante atividades em cadeia cinética fechada, tal como na aterrissagem, em que ocorre um aplainamento do arco longitudinal medial do pé, a ação excêntrica dos músculos inversores teria como função controlar a amplitude de eversão e de extensão do complexo tornozelo-pé. Munn et al.<sup>70</sup> descrevem que quando ocorre uma eversão em cadeia cinética fechada há um deslocamento lateral da perna sobre o pé que está recebendo a descarga de peso. Quando o centro de massa é movido além da borda lateral do pé e o limite da eversão em cadeia fechada é atingido, a borda medial do pé começa a se desprender do solo, forçando a uma rápida inversão. Assim, o TA teria como função controlar excêntricamente essa eversão em cadeia fechada a fim de fornecer estabilidade à articulação. Louwerens et al.<sup>95</sup> também descrevem a função do TA como sendo de absorver o impacto e controlar a extensão e a pronação do tornozelo, presentes no início do apoio durante a marcha.

Caulfield e Garret<sup>18</sup> avaliaram o salto vertical em indivíduos com IF a partir de uma altura controlada. Eles observaram que os indivíduos com IF mostraram um padrão de maior tendência à posição de flexão no momento da aterrissagem e, portanto, provável maior atividade de TA, que ofereceria uma maior proteção do complexo ligamentar lateral, demonstrando uma resposta adaptativa. De acordo com a hipótese inicial desse estudo, esperava-se que o tornozelo apresentasse uma maior extensão no momento da aterrissagem, pois a extensão excessiva também pode levar a um entorse por inversão, uma vez que o movimento de inversão apresenta um componente de extensão do complexo

tornozelo-pé associado<sup>96</sup>. Porém, não foram observadas diferenças entre os grupos quanto ao ângulo do tornozelo no plano sagital no momento da aterrissagem.

O FL mostrou de forma expressiva uma menor atividade na fase pré-aterrissagem para os indivíduos com IF quando comparados aos do grupo controle. Santello <sup>97</sup> ressalta que há um consenso de que a atividade muscular pré-aterrissagem é considerada essencial na preparação do complexo músculo-tendão a fim de que ele seja capaz de suportar o alongamento rápido e forçado que ocorre após o impacto do pé com o solo e as rotações articulares subsequentes.

O FL é o principal músculo eversor da articulação do tornozelo e, portanto, um importante estabilizador contra as inversões súbitas e excessivas. A função do FL antes do momento do impacto tem sua importância aumentada quando observamos que alguns autores questionam a capacidade do FL de responder de forma efetiva e rápida após a ocorrência do momento inversor no tornozelo em aterrissagens<sup>29,37,41,60</sup>, uma vez que há o chamado atraso eletromecânico, ou seja, após a ativação do músculo há um intervalo de tempo decorrente até que algum torque seja gerado ao redor da articulação em questão. Ashton-miller et al.<sup>98</sup> também reforçam que uma musculatura eversora forte em uma condição de antecipação parece ser a forma mais efetiva de proteção do tornozelo no momento do contato do pé com o solo.

Assim, essa diminuição de atividade do FL no período pré-aterrissagem observada nesse estudo pode explicar a condição de predisposição a sofrer entorses por inversão apresentada pelos sujeitos com IF, ou seja, os indivíduos com instabilidade funcional, mesmo não apresentando evidências físicas de lesão do complexo ligamentar lateral, principal estabilizador estático do complexo tornozelo-pé, apresentam uma alteração biomecânica e de

controle muscular, que poderia explicar as queixas de falseio e de entorses de repetição observadas.

Os atletas com IF também apresentaram um pico de ativação mais tardio em relação ao momento do impacto para o FL quando comparados aos sujeitos do grupo controle, diminuindo a estabilidade do complexo tornozelo-pé após o impacto. A observação dos padrões de ativação mostrados pelos envoltórios lineares mostra também de forma geral uma menor diferença entre as atividades do TA e do FL, mostrando uma diminuição da capacidade do FL de contrabalancear a capacidade inversora do TA, predispondo o indivíduo à condição de instabilidade.

Faz-se necessário um destaque em relação ao padrão do início de ativação muscular observado em ambos os grupos. Santello <sup>97</sup> afirma que o início de ativação muscular está relacionado ao momento do impacto esperado; assim, se esse início de ativação for mais precoce no ciclo do movimento, haverá um aumento da atividade pré-aterrissagem. No GC, o FL inicia sua atividade primeiro, seguido pelo GL de forma quase simultânea, sendo que o TA tem seu início de atividade mais próximo ao momento do impacto. Ou seja, a atividade pré-aterrissagem é maior para o FL em relação ao TA, condição essa que oferece estabilidade ao tornozelo. Porém, no GI o início da ativação muscular é praticamente simultâneo para os três músculos, diminuindo o papel estabilizador do FL antes da aterrissagem.

O GL apresentou, de forma geral, comportamento semelhante entre os grupos. Observou-se que o GL apresenta um início de ativação mais tardio no GI, ocorrendo mais próximo do momento do impacto. Spägle et al.<sup>99</sup> ressaltam que a ativação dos músculos extensores do tornozelo antes da aterrissagem é necessária a fim de aumentar a rigidez (*stiffness*) articular antes que a sobrecarga mecânica ocorra. Assim, um início de ativação mais tardio, como observado nos sujeitos com instabilidade, pode diminuir a proteção do

complexo articular. Além disso, observou-se uma grande tendência nos indivíduos com IF de apresentarem um menor índice de co-contracção para os músculos TA e GL nos 200ms após o momento do impacto. Duas hipóteses explicariam essa diferença – a diminuição da atividade do GL ou o aumento da atividade do TA. Como observado nos valores de RMS, o TA encontrou-se aumentado nos sujeitos com IF. Assim, o GL não apresentou comportamento diferente entre os grupos, diminuindo, conseqüentemente, a protecção articular e predispondo esses indivíduos a sobrecargas ligamentares<sup>93</sup>. A modulação da co-contracção é considerada um mecanismo eficiente pra proteger a articulação contra cargas potencialmente lesivas<sup>93</sup>, mecanismo esse que parece estar alterado nos indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo.

## 7. CONCLUSÕES

Jogadores de voleibol com instabilidade funcional de tornozelo apresentam padrões alterados de ativação muscular nos músculos que estabilizam o complexo tornozelo-pé, em especial no tibial anterior e no fibular longo. Esses indivíduos apresentam uma menor ativação do fibular longo na fase pré-aterrissagem e uma ativação atrasada em relação ao momento do impacto, diminuindo sua capacidade de proteger o complexo tornozelo-pé contra o grande torque inversor gerado no momento do impacto. O tibial anterior apresentou uma alteração mais marcada na fase de pós-aterrissagem, mostrando uma maior ativação e um maior pico de atividade. Esse comportamento, por sua vez, parece ser compensatório, uma vez que após o impacto a eversão excessiva em cadeia cinética fechada também pode levar à ocorrência de um entorse por inversão.

Esperava-se que os indivíduos com instabilidade funcional apresentariam uma maior extensão do tornozelo, uma vez que o mecanismo de lesão envolve uma extensão associada a uma inversão. Contrariamente a nossas expectativas esse aumento de extensão não foi observado, o que pode ser explicado pelo fato de o gastrocnêmio lateral, principal extensor do tornozelo, não ter apresentado grandes diferenças em sua atividade entre os grupos.

Conclui-se, portanto, que indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo apresentam um comportamento biomecânico alterado, em detrimento de um complexo ligamentar aparentemente íntegro, que poderia explicar as queixas apresentadas por esses indivíduos.

Portanto, durante a reabilitação tanto de indivíduos que sofreram um entorse de tornozelo, quanto em indivíduos que apresentam uma instabilidade funcional é de grande importância que se dê atenção ao restabelecimento tanto da função quanto do controle da

atividade muscular que envolve o complexo tornozelo-pé, em especial, o tibial anterior e o fibular longo, embora pareça um paradoxo, uma vez que esses músculos apresentam funções opostas. Essa recuperação ganha mais importância uma vez que se observa que realmente os estabilizadores estáticos não são suficientes para dar estabilidade à articulação do tornozelo.

## 8. ANEXOS

## ANEXO A

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

---

**I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL**

1. NOME DO PACIENTE :.....  
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : .....SEXO: M ( ) F ( )  
DATA NASCIMENTO: ...../...../.....  
ENDEREÇO ..... Nº..... APTO: .....  
BAIRRO:.....CIDADE .....  
CEP:.....TELEFONE: DDD (.....).....  
2. RESPONSÁVEL LEGAL .....  
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.).....  
DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M ( ) F ( )  
DATA NASCIMENTO: ...../...../.....  
ENDEREÇO:.....Nº.....APTO:.....  
BAIRRO:.....CIDADE: .....  
CEP:.....TELEFONE: DDD (.....).....

---

**II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA**

## 1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA:

**“CONTROLE DA ATIVIDADE MUSCULAR DURANTE TAREFAS LOCOMOTORAS NA INSTABILIDADE FUNCIONAL DO TORNOZELO”**

PESQUISADOR:

**Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco(1)**

**Ft. Eneida Yuri Suda (2)**

**Ft. Carla Sonsino Pereira (3)**

**Ft. Tatiana de Almeida Bacarin (4)**

CARGO/FUNÇÃO:

(1) Docente do departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da FMUSP

(2,3) Alunas de pós-graduação do departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da FMUSP - mestrado em Ciências, área de concentração Fisiopatologia Experimental

(4) Fisioterapeuta colaboradora

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL:

(1) CREFNº 009446-G/SP, (2) CREFITO Nº 3/41322-F, (3) CREFITO Nº 3/29878-F, (4) CREFITO Nº 3/44620-F

UNIDADE DO HCFMUSP:

(1, 2, 3) Depto. Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional FMUSP.

**3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:**

x SEM RISCO	RISCO MÍNIMO	RISCO MÉDIO
RISCO BAIXO	RISCO MAIOR	

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

**4. DURAÇÃO DA PESQUISA :** Três anos.

**III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE  
LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:**

1. Este projeto tem como objetivo central avaliar movimentos típicos do basquete em jogadores com problemas de tornozelo. Para isso, o(a) senhor(a) será avaliado(a) através de alguns testes que estão descritos mais detalhadamente abaixo. Estes testes serão aplicados em uma sala de avaliação no Centro de Docência e Pesquisa do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da FM-USP e terão duração de aproximadamente 1 hora. Os resultados, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos.;
2. Os procedimentos descritos abaixo não oferecem qualquer risco ou desconforto ao senhor(a).
3. Este projeto pode trazer informações que serão úteis no tratamento de indivíduos que têm problemas de tornozelo, ajudando a entender melhor as causas desses problemas.

**IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:**

1. O Sr(a) tem a liberdade e o direito de entrar em contato com os pesquisadores responsáveis a qualquer momento para obter informações e/ou tirar quaisquer dúvidas a respeito desse projeto de pesquisa, incluindo informações sobre os testes e experimento realizados e os riscos e benefícios dessa pesquisa.
2. O Sr(a) tem a liberdade de desistir de sua participação nesta pesquisa a qualquer momento sem prejuízo.
3. Os resultados terão guardadas as devidas identificações e será mantida a confidencialidade, ou seja, ninguém além dos pesquisadores responsáveis terá acesso a essas informações.

**V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO  
ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E  
REAÇÕES ADVERSAS.**

Caso necessite entrar em contato com os pesquisadores responsáveis por esta pesquisa o sr(a) deve entrar em contato com a docente responsável pela Pesquisa: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco – Tel. 3091.7451 (secretária Cristina). Estaremos a sua disposição.

#### VI. OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

O Sr(a) irá realizar as seguintes atividades:

- Estágio 1: entrevista pessoal através de um questionário sobre dados pessoais, posição em que joga, há quanto tempo pratica o esporte, frequência e duração dos treinos, nível em que pratica o voleibol (profissional, amador), lesões esportivas e cirurgias já sofridas, dores que sente, tipo de aquecimento que faz antes da prática esportiva e quais acessórios utiliza na prática do voleibol, queixas relacionadas ao tornozelo como presença de falseios, dificuldade de andar e correr em terrenos irregulares, dificuldade de realizar saltos e mudanças de direção, e reincidência de entorses.
- Estágio 2: realização de dois testes clínicos – dois testes manuais a fim de verificar a presença de lesão dos ligamentos do tornozelo.
- Estágio 3: avaliação de músculos do tornozelo durante movimentos do voleibol, através de um aparelho que detecta se o seu músculo está funcionando ou não. Sobre uma plataforma e ligado a esse aparelho através de eletrodos, o senhor deverá repetir 4 vezes alguns movimentos típicos do voleibol: bloqueio e mudança de direção (defesa).

---

#### VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa

São Paulo,                    de                    de 20                    .

---

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável  
legal

---

assinatura do pesquisador  
(carimbo ou nome Legível)

## ANEXO B



HOSPITAL DAS CLÍNICAS  
DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
CAIXA POSTAL, 8091 – SÃO PAULO – BRASIL

*Recibo*

DIRETORIA CLÍNICA

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa

## APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 08.10.03, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 609/03, intitulado: "Controle da atividade muscular durante tarefas locomotoras na instabilidade funcional do tornozelo" apresentado pela **ÁREA DE FISIOPATOLOGIA EXPERIMENTAL**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Pesquisador(a) Responsável: **PROFA. DRA. ISABEL DE CAMARGO NEVES SACCO**

Pesquisador(a) Executante: **SRA. ENEIDA YURI SUDA**

CAPPesq, 08 de Outubro de 2003.

*Euclides Ayres de Castilho*

**PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO**  
Presidente da Comissão de Ética para Análise  
de Projetos de Pesquisa

Encaminhe-se à CPG-FMUSP  
para as devidas providências.  
S.P., 14.10.03

RECEBIDO SPG 14.10.03  
ASS: *Isabela*

OBSERVAÇÃO: Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX.2, letra "c")

*Roger Chammas*  
**Prof. Dr. ROGER CHAMMAS**  
Vice Coordenador do Curso de  
Pós - Graduação do Programa  
de Fisiopatologia Experimental

## ANEXO C

## AVALIAÇÃO INICIAL

Data da avaliação: \_\_/\_\_/\_\_

Nome: \_\_\_\_\_ Identificação: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Massa: \_\_\_\_\_ Estatura: \_\_\_\_\_

- 1) Há quanto tempo pratica a modalidade? \_\_\_\_\_
- 2) Frequência de treinamento: \_\_\_\_\_ Duração do treino: \_\_\_\_\_  
Frequência semanal: \_\_\_\_\_
- 3) Posição em que joga: \_\_\_\_\_ Categoria: \_\_\_\_\_
- 4) Em qual nível você pratica suas principais modalidades competitivas?  
 atleta de alto nível - profissional  
 nível universitário  
 nível amador
- 5) Lado dominante de ataque:  direito  esquerdo
- 6) Apresenta alguma doença crônica?  não  sim, qual? \_\_\_\_\_
- 7) Já sofreu entorses de tornozelo?  não  sim  
 Quantos?  1  2  3  4  5  acima de 5  
 De que lado? D  E   ambos  
 Quando ocorreu o último? \_\_\_\_\_  
 Foi relacionado à prática do voleibol?  Sim  Não
- 8) Por quanto tempo ficou afastado da prática esportiva no último entorse? \_\_\_\_\_
- 9) Procurou ajuda médica?  Sim  Não
- 10) Apresenta atualmente alguma queixa em relação ao tornozelo?  
 não  sim. Especifique: \_\_\_\_\_  
 falseio  entorses de repetição – quantos? \_\_\_\_\_  
 dor  inchaço  outros
- 11) Apresenta falseios e/ou entorses de repetição e/ou dor para quais atividades?  
 andar e/ou correr em superfícies regulares  
 andar e/ou correr em superfícies irregulares  
 realizar saltos  
 realizar giros e/ou mudanças de direção
- 12) Que outros tipos de lesões de membro inferior já sofreu?  
 fratura, onde? \_\_\_\_\_  
 luxação, onde? \_\_\_\_\_  
 contusão, onde? \_\_\_\_\_  
 estiramento muscular, onde? \_\_\_\_\_  
 tendinite, onde? \_\_\_\_\_  
 bursite, onde? \_\_\_\_\_  
 outros, quais? \_\_\_\_\_
- 13) As lesões acima estão relacionadas à prática do voleibol?



## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Leanderson J, Nemeth G, Eriksson E. Ankle injuries in basketball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993;1(3-4):200-2.
2. Jaivin JS, Ferkel RD. Ankle and foot injuries. In: Fu FH, editor. *Sports injuries: mechanisms - prevention - treatment.* Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. p. 997-1000.
3. Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(2):73-7.
4. Sheth P, Yu B, Laskowski ER, An KN. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med.* 1997;25(4):538-43.
5. Gerber JP, Williams GN, Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC. Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. *Foot Ankle Int.* 1998;19(10):653-60.
6. Glasoe WM, Allen MK, Awtry BF, Yack HJ. Weight-bearing immobilization and early exercise treatment following a grade II lateral ankle sprain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(7):394-9.
7. Safran MR, Benedetti RS, Bartolozzi AR, 3rd, Mandelbaum BR. Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7 Suppl):S429-37.

8. Mulligan EP. Reabilitação da perna, do tornozelo e do pé. In: Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE, editores. *Reabilitação física das lesões esportivas*. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.
9. Thacker SB, Stroup DF, Branche CM, Gilchrist J, Goodman RA, Weitman EA. The prevention of ankle sprains in sports. A systematic review of the literature. *Am J Sports Med*. 1999;27(6):753-60.
10. Konradsen L, Olesen S, Hansen HM. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am J Sports Med*. 1998;26(1):72-7.
11. Safran MR, Zachazewski JE, Benedetti RS, Bartolozzi AR, 3rd, Mandelbaum R. Lateral ankle sprains: a comprehensive review part 2: treatment and rehabilitation with an emphasis on the athlete. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(7 Suppl):S438-47.
12. Konradsen L, Ravn JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int J Sports Med*. 1991;12(3):290-2.
13. Kaikkonen A, Kannus P, Jarvinen M. A performance test protocol and scoring scale for the evaluation of ankle injuries. *Am J Sports Med*. 1994;22(4):462-9.
14. Wester JU, Jespersen SM, Nielsen KD, Neumann L. Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;23(5):332-6.
15. Birmingham TB, Chesworth BM, Hartsell HD, Stevenson AL, Lapenskie GL, Vandervoort AA. Peak passive resistive torque at maximum inversion range of motion in subjects with recurrent ankle inversion sprains. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997;25(5):342-8.
16. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;27(4):264-75.

17. Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 2001;29(1):25-30.
18. Caulfield BM, Garrett M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med.* 2002;23(1):64-8.
19. Konradsen L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(3):199-203.
20. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(6):617-21.
21. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(4):206-15.
22. Hartsell HD, Spaulding SJ. Effectiveness of external orthotic support on passive soft tissue resistance of the chronically unstable ankle. *Foot Ankle Int.* 1997;18(3):144-50.
23. Konradsen L. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: Kinesthesia and Joint Position Sense. *J Athl Train.* 2002;37(4):381-5.
24. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med.* 1997;31(1):65-7.
25. Hals TM, Sittler MR, Mattacola CG. Effect of a semi-rigid ankle stabilizer on performance in persons with functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000;30(9):552-6.

26. Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* 2000;29(5):361-71.
27. Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 1995;23(4):414-7.
28. Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, Renstrom PA, Beynonn B. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med.* 1996;24(3):362-9.
29. Konradsen L, Voigt M, Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *Am J Sports Med.* 1997;25(1):54-8.
30. Benesch S, Putz W, Rosenbaum D, Becker H. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15(1):21-8.
31. Vaes P, Van Gheluwe B, Duquet W. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(12):741-52.
32. Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sports Med.* 2001;29(5):627-32.
33. Myers JB, Riemann BL, Hwang JH, Fu FH, Lephart SM. Effect of peripheral afferent alteration of the lateral ankle ligaments on dynamic stability. *Am J Sports Med.* 2003;31(4):498-506.
34. FIVB. The Game. Volleybal. An Introduction. 2006 [acessado em 2006 Mai 29]; Disponível em: [www.fivb.org/TheGame/index.htm](http://www.fivb.org/TheGame/index.htm)
35. CBV. História do Vôlei Brasileiro. 2006 [acessado em 2006 Mai 29]; Disponível em: <http://www.volei.org.br/newcbv/institucional/historia.asp?pag=h-brasil>

36. Bahr R, Bahr IA. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scand J Med Sci Sports*. 1997;7(3):166-71.
37. Stacoff A, Steger J, Stussi E, Reinschmidt C. Lateral stability in sideward cutting movements. *Med Sci Sports Exerc*. 1996;28(3):350-8.
38. Bahr R, Karlsen R, Lian O, Ovrebo RV. Incidence and mechanisms of acute ankle inversion injuries in volleyball. A retrospective cohort study. *Am J Sports Med*. 1994;22(5):595-600.
39. FIVB. About the sport - Volleyball. 2006 [acessado em 2006 Mai 29]; Available from: [http://www.fivb.org/TheGame/TheGame\\_Volleyball.htm](http://www.fivb.org/TheGame/TheGame_Volleyball.htm)
40. Briner WW, Jr., Kacmar L. Common injuries in volleyball. Mechanisms of injury, prevention and rehabilitation. *Sports Med*. 1997;24(1):65-71.
41. Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech*. 2000;33(5):513-9.
42. Aagaard H, Jorgensen U. Injuries in elite volleyball. *Scand J Med Sci Sports*. 1996;6(4):228-32.
43. Verhagen E, van der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R, van Mechelen W. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *Am J Sports Med*. 2004;32(6):1385-93.
44. Norkin CC, Levangie PK. The ankle-foot complex. In: Norkin CC, Levangie PK, editors. *Joint structure & function. A comprehensive analysis*. 2 ed. Philadelphia: F. A. Davis Company; 1992. p. 64-90.
45. Liu W, Siegler S, Techner L. Quantitative measurement of ankle passive flexibility using an arthrometer on sprained ankles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(3):237-44.

46. Zuluaga M. *Sports Physiotherapy: applied science and practice*. Melbourne: Churchill Livingstone; 1995.
47. Peterson L, Renström P. *Sports injuries: their prevention and treatment*. 3 ed. London: Martin Dunitz; 2001.
48. Colville MR, Marder RA, Boyle JJ, Zarins B. Strain measurement in lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med*. 1990;18(2):196-200.
49. Karlsson J, Lansinger O. Chronic lateral instability of the ankle in athletes. *Sports Med*. 1993;16(5):355-65.
50. Goldie I, Lundberg A, Svensson OK. Biomechanics of ankle joint. In: Jahss MH, editor. *Disorders of the foot & ankle: medical and surgical management*. 2 ed. Philadelphia: Saunders; 1991. p. 520-31.
51. Hertel J, Denegar CR, Monroe MM, Stokes WL. Talocrural and subtalar joint instability after lateral ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(11):1501-8.
52. Donatelli RA. *The Biomechanics of the foot and ankle*. 2 ed. Philadelphia: F. A. Davis Company; 1996.
53. Dângelo JG, Fattini CA. *Anatomia humana sistêmica e segmentar*. 2 ed. São Paulo: Atheneu; 1997.
54. Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomy and human movement: structure and function*. 2 ed. Oxford: Butterworth - Heinemann; 1997.
55. Konradsen L, Voigt M. Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. *Scand J Med Sci Sports*. 2002;12(6):329-36.
56. Self BP, Harris S, Greenwald RM. Ankle biomechanics during impact landings on uneven surfaces. *Foot Ankle Int*. 2000;21(2):138-44.

57. Konradsen L, Magnusson P. Increased inversion angle replication error in functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000;8(4):246-51.
58. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 2001;35(2):103-8.
59. Hubbard TJ, Kaminski TW, Vander Griend RA, Kovalski JE. Quantitative assessment of mechanical laxity in the functionally unstable ankle. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):760-6.
60. Santilli V, Frascarelli MA, Paoloni M, Frascarelli F, Camerota F, De Natale L, et al. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am J Sports Med.* 2005;33(8):1183-7.
61. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(2):78-86.
62. Norman A, Kleiger B, Greenspan A, Finkel JE. Roentgenographic examination of the normal foot and ankle. In: Jahss MH, editor. *Disorders of the foot & ankle.* Philadelphia: Sanders; 1991. p. 64-90.
63. Wilson RW, Gansneder BM. Measures of functional limitation as predictors of disablement in athletes with acute ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000;30(9):528-35.
64. Fujii T, Luo ZP, Kitaoka HB, An KN. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15(8):619-23.

65. Kerkhoffs GM, Blankevoort L, Schreurs AW, Jaspers JE, van Dijk CN. An instrumented, dynamic test for anterior laxity of the ankle joint complex. *J Biomech.* 2002;35(12):1665-70.
66. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-75.
67. Vaes P, Duquet W, Handelberg F, Casteleyn PP, Van Tiggelen R, Opdecam P. Objective roentgenologic measurements of the influence of ankle braces on pathologic joint mobility. A comparison of 9 braces. *Acta Orthop Belg.* 1998;64(2):201-9.
68. Eils E, Demming C, Kollmeier G, Thorwesten L, Volker K, Rosenbaum D. Comprehensive testing of 10 different ankle braces. Evaluation of passive and rapidly induced stability in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(7):526-35.
69. Spaulding SJ, Livingston LA, Hartsell HD. The influence of external orthotic support on the adaptive gait characteristics of individuals with chronically unstable ankles. *Gait Posture.* 2003;17(2):152-8.
70. Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, Lee RY. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(2):245-50.
71. De Bie RA, de Vet HC, van den Wildenberg FA, Lenssen T, Knipschild PG. The prognosis of ankle sprains. *Int J Sports Med.* 1997;18(4):285-9.
72. Baumhauer JF, Alosa DM, Renstrom AF, Trevino S, Beynnon B. A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med.* 1995;23(5):564-70.
73. Baptista CA, Filho JA, Andrade BJ. Exame clínico geral pré-participação. In: Ghorayeb N, Barros T, editors. *O Exercício.* São Paulo: Atheneu; 1999. p. 51-9.

74. Ribeiro CZP, Akashi PMH, Andrusiatitis FR, Pedrinelli A, Sacco ICN. Relação entre alterações posturais e lesões do aparelho locomotor em atletas de futebol de salão *Rev Fisioter Univ São Paulo*. 2004;9:91-103.
75. Van der Salm A, Veltink PH, Hermens HJ, Ijzerman MJ, Nene AV. Development of a new method for objective assessment of spasticity using full range passive movements. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(10):1991-7.
76. SENIAM Project. 2005 [acessado em 2005 Jan 05]; Disponível em: <http://www.seniam.org>
77. Biometrics. Goniometer and Torsiometer Operatibg Manual. Type nos. SG65, SG110, SG110/A, SG150, SG150/B, F35, Q110, Q180. Gwent: Biometrics; 2002.
78. Kendall FP, McCreary EK, Provence PG. *Músculos: provas e funções*. São Paulo: Manole; 1995.
79. Burden AM, Trew M, Baltzopoulos V. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(6):519-32.
80. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(5):491-8.
81. Fraga CHW, Candotti CT, Soares DP, Rocha EK, Loss JF, Guimarães ACS. Comparação de diferentes procedimentos de normalização do sinal EMG durante contração dinâmica [CD-ROM]. In: Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2005 Jun 18-22; João Pessoa, Brasil; 2005.
82. Winter DA. *The biomechanics & motor control of human gait: normal, elderly & pathological*. 2 ed. Waterloo: University of Waterloo Press; 1991.
83. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997;13:135-63.

84. Santello M, McDonagh MJ. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Exp Physiol*. 1998;83(6):857-74.
85. Falconer K, Winter DA. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1985;25(2-3):135-49.
86. Kellis E, Arabatzi F, Papadopoulos C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(3):229-38.
87. IATROS - Estatística e Pesquisa Científica para Profissionais da Saúde. 2006 [acessado em 2006 Mar 30]; disponível em <http://www.vademecum.com.br/iatros/index.htm>
88. Thompson HW, McKinley PA. Landing from a jump: the role of vision when landing from known and unknown heights. *Neuroreport*. 1995;6(3):581-4.
89. McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. *Exp Brain Res*. 1992;90(2):427-40.
90. Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Bruggemann GP. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(6):533-44.
91. Gruneberg C, Nieuwenhuijzen PH, Duysens J. Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *J Physiol*. 2003;550(Pt 3):985-93.
92. McDonagh MJ, Duncan A. Interaction of pre-programmed control and natural stretch reflexes in human landing movements. *J Physiol*. 2002;544(Pt 3):985-94.
93. da Fonseca ST, Vaz DV, de Aquino CF, Bricio RS. Muscular co-contraction during walking and landing from a jump: Comparison between genders and influence of activity level. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(3):273-80.

94. Duncan A, McDonagh MJ. Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man. *J Physiol.* 2000;526 Pt 2:457-68.
95. Louwerens JW, van Linge B, de Klerk LW, Mulder PG, Snijders CJ. Peroneus longus and tibialis anterior muscle activity in the stance phase. A quantified electromyographic study of 10 controls and 25 patients with chronic ankle instability. *Acta Orthop Scand.* 1995;66(6):517-23.
96. Neptune RR, Wright IC, van den Bogert AJ. Muscle coordination and function during cutting movements. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(2):294-302.
97. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture.* 2005;21(1):85-94.
98. Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med.* 1996;24(6):800-9.
99. Spagele T, Kistner A, Gollhofer A. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *J Biomech.* 1999;32(5):521-30.

## APÊNDICE

```

function volei(label);

freq = 1000; %Frequência de amostragem
win = .1;
[a b] = butter(2, 5/(freq/2)); % Filtro passa baixa tipo butter(2a ordem, FreqCorte/(FreqAquisicao/2))

%label Exemplo: 'gc19s' ou 'gi05s'

% =====
% DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS INICIAIS DADO O SUJEITO
% =====
grupo = label(1:2); % a 1a e 2a letra do label eh o grupo (ex: gc) BUG >>>> GIF
sujeito = label(3:4); % a 3a e 4a letra do label eh o sujeito (ex: 02)
tent_s = {'1','2','3','4'};

clc; %limpa console do matlab
close all; % fecha todas as janelas de graficos
disp('>>>> Calculando CVM Max <<<<<');

% ===== C V M =====

% TA
m_ta1 = load([label(1:length(label)-1) 'ta00001.txt']);
m_ta2 = load([label(1:length(label)-1) 'ta00002.txt']);
% FL
m_fl1 = load([label(1:length(label)-1) 'f00001.txt']);
m_fl2 = load([label(1:length(label)-1) 'f00002.txt']);
% GL
m_gl1 = load([label(1:length(label)-1) 'gl00001.txt']);
m_gl2 = load([label(1:length(label)-1) 'gl00002.txt']);

% Define as variaveis a serem utilizadas ja retificando
t = 1:length(m_ta1); % "Tempo"
ta1 = abs(m_ta1(:,13)); ta2 = abs(m_ta2(:,13)); %Retifica
fl1 = abs(m_fl1(:,14)); fl2 = abs(m_fl2(:,14));
gl1 = abs(m_gl1(:,16)); gl2 = abs(m_gl2(:,16));

ta1f = filtfilt(a, b, (abs(m_ta1(:,13)))); ta2f = filtfilt(a, b, (abs(m_ta2(:,13)))); %Retifica e alisa
fl1f = filtfilt(a, b, (abs(m_fl1(:,14)))); fl2f = filtfilt(a, b, (abs(m_fl2(:,14))));
gl1f = filtfilt(a, b, (abs(m_gl1(:,16)))); gl2f = filtfilt(a, b, (abs(m_gl2(:,16))));

for i = 1: length(t)-1000; % Janela de 1s de maior atividade
    media_ta1(i) = mean(ta1(i:i+freq*1-1));
    media_ta2(i) = mean(ta2(i:i+freq*1-1));
    media_fl1(i) = mean(fl1(i:i+freq*1-1));
    media_fl2(i) = mean(fl2(i:i+freq*1-1));
    media_gl1(i) = mean(gl1(i:i+freq*1-1));
    media_gl2(i) = mean(gl2(i:i+freq*1-1));
    media_ta1f(i) = mean(ta1f(i:i+freq*1-1));
    media_ta2f(i) = mean(ta2f(i:i+freq*1-1));
    media_fl1f(i) = mean(fl1f(i:i+freq*1-1));
    media_fl2f(i) = mean(fl2f(i:i+freq*1-1));
    media_gl1f(i) = mean(gl1f(i:i+freq*1-1));
    media_gl2f(i) = mean(gl2f(i:i+freq*1-1));
end;
cvm_ta1 = max(media_ta1); cvm_ta2 = max(media_ta2);
cvm_fl1 = max(media_fl1); cvm_fl2 = max(media_fl2);
cvm_gl1 = max(media_gl1); cvm_gl2 = max(media_gl2);
cvm_ta1f = max(media_ta1f); cvm_ta2f = max(media_ta2f);
cvm_fl1f = max(media_fl1f); cvm_fl2f = max(media_fl2f);
cvm_gl1f = max(media_gl1f); cvm_gl2f = max(media_gl2f);

```

```

cvm_ta= mean([cvm_ta1 cvm_ta2]) %CVM do sinal retificado
cvm_fl= mean([cvm_fl1 cvm_fl2])
cvm_gl= mean([cvm_gl1 cvm_gl2])
cvm_taf= mean([cvm_ta1f cvm_ta2f]) %CVM do sinal filtrado (alisado)
cvm_flf= mean([cvm_fl1f cvm_fl2f])
cvm_glf= mean([cvm_gl1f cvm_gl2f])

% =====
for t = 1:length(tent_s) % LOOP PARA AS 4 TENTATIVAS
% =====

% Carrega os arquivos texto
m = load([label '0000' char(tent_s(t)) '.txt']);

% Define as variáveis a serem utilizadas
time = 1:length(m); % "Tempo"

% Inicialização das vars de entrada e saída
if t ==1;

% Matrizes com os sinais de entrada
ta = zeros(length(m), length(tent_s)); fl = zeros(length(m), length(tent_s));
gl = zeros(length(m), length(tent_s)); frs = zeros(length(m), length(tent_s));

ta = zeros(length(m), length(tent_s)); fl = zeros(length(m), length(tent_s));
gl = zeros(length(m), length(tent_s));

% Variáveis de saída

rms_ta = zeros(length(tent_s),1);
rms_fl = zeros(length(tent_s),1);
rms_gl = zeros(length(tent_s),1);

ta_pre_rms = zeros(length(tent_s),1); fl_pre_rms = zeros(length(tent_s),1); gl_pre_rms = zeros(length(tent_s),1);
ta_pos_rms = zeros(length(tent_s),1); fl_pos_rms = zeros(length(tent_s),1); gl_pos_rms = zeros(length(tent_s),1);

IEMG_TA = zeros(length(tent_s),1);
IEMG_FL = zeros(length(tent_s),1);
IEMG_GL = zeros(length(tent_s),1);

IEMG_pre_TA = zeros(length(tent_s),1);
IEMG_pre_FL = zeros(length(tent_s),1);
IEMG_pre_GL = zeros(length(tent_s),1);

IEMG_pos_TA = zeros(length(tent_s),1);
IEMG_pos_FL = zeros(length(tent_s),1);
IEMG_pos_GL = zeros(length(tent_s),1);

ind_co_TAFL = zeros(length(tent_s),1); ind_co_TAGL = zeros(length(tent_s),1);
ind_co_pre_TAFL = zeros(length(tent_s),1); ind_co_pre_TAGL = zeros(length(tent_s),1);
ind_co_pos_TAFL = zeros(length(tent_s),1); ind_co_pos_TAGL = zeros(length(tent_s),1);

i_onset_ta = zeros(length(tent_s),1);
i_onset_fl = zeros(length(tent_s),1);
i_onset_gl = zeros(length(tent_s),1);

tn_TA_max1 = zeros(length(tent_s),1); tn_FL_max1 = zeros(length(tent_s),1); tn_GL_max1 = zeros(length(tent_s),1);
TA_n_max1 = zeros(length(tent_s),1); FL_n_max1 = zeros(length(tent_s),1); GL_n_max1 = zeros(length(tent_s),1);

tn_TA_max2 = zeros(length(tent_s),1); tn_FL_max2 = zeros(length(tent_s),1); tn_GL_max2 = zeros(length(tent_s),1);
TA_n_max2 = zeros(length(tent_s),1); FL_n_max2 = zeros(length(tent_s),1); GL_n_max2 = zeros(length(tent_s),1);

inic_fim = zeros( length(tent_s), 2);
aterr = zeros( length(tent_s), 1);

```

```

i_pico_ta = zeros( length(tent_s), 1);
i_pico_fl = zeros( length(tent_s), 1);
i_pico_gl = zeros( length(tent_s), 1);

perc_onset_ta = zeros( length(tent_s), 1);
perc_onset_fl = zeros( length(tent_s), 1);
perc_onset_gl = zeros( length(tent_s), 1);

perc_pico_ta = zeros( length(tent_s), 1);
perc_pico_fl = zeros( length(tent_s), 1);
perc_pico_gl = zeros( length(tent_s), 1);

mag_pico_ta = zeros(length(tent_s),1);
mag_pico_fl = zeros(length(tent_s),1);
mag_pico_gl = zeros(length(tent_s),1);

perc_aterr = zeros( length(tent_s), 1);

end;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
frs(:,t) = (m(:,3)); % FRS
ta(:,t) = abs(m(:,13)); % TA retificado
fl(:,t) = abs(m(:,14)); % FL retificado
gl(:,t) = abs(m(:,16)); % GL retificado
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% ===== SELECAO DO INICIO E FIM DA FASE AEREA =====

%Para aumentar a janela
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
h = figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico
h= plot(frs(:,t),'y');hold on; set(gca, 'color','black'); %Cor das linhas e amarela e do fundo do grafico e preta?
h= plot(frs(:,t),'w. '); set(h, 'markersize',6); %Cor dos pontos plotados e branca
axis([1000 length(m) min(frs(:,t)) max(frs(:,t))]); %Determina os eixos x e y
title(['FRS: Pre-Selecao o trecho da fase aerea - Sujeito: ' label ' - Tentativa: ' char(tent_s(t))]);
disp('FRS: Pre-Selecao o trecho da fase aerea');
disp(' ');
disp('Marcacao dos ptos para zoom (Com MOUSE)');
disp('-----');
disp('1o pto: antes do inicio da fase aerea');
disp('2o pto: logo apos fim da fase aerea');
disp(' ');
[x y] = ginput(2); %Entrada com o mouse - ginput(2) significa que haverá duas entradas?

axis([x(1) x(2) min(frs(:,t)) y(2)]); %Determina os limits da janela de zoom

ok = 1; % Loop para confirmar o inicio da aérea
% while ok == 1;
while not isempty(ok);
[x y] = ginput(1);

% Determina INICIO FASE AÉREA
i = (round(x) - 1) + find( frs(round(x):length(frs), t) > y ); % Todas as linhas que possuem valores de FRS > pto escolhido
inic_aerea = i(1);
h = plot( inic_aerea, frs(inic_aerea, t), 'm. ');
h1 = text(0.05,0.95,[' num2str(x) ', ' num2str(y) '], 'units','normalized','color','r');
disp('Confirmacao da Marcacao do Inicio do Fase Aerea');
disp(' ');
ok = input('Ponto do Inicio da Fase Aerea ok? [S] ou N = 1 > ');
if not(isempty(ok)); h = plot( inic_aerea, frs(inic_aerea, t), 'w. '); set(h, 'markersize',6,'linewidth',3); end;
end;

ok = 1; % Loop para confirmar o fim da aérea
while not(isempty(ok));

```

```

[x y] = ginput(1);

% Determina FIM FASE AÉREA
i = (round(x) - 1) + find( frs(round(x):length(frs) ) > y ); % Todas as linhas que possuem valores de FRS > pto escolhido
fim_aerea = i(1);
h = plot( fim_aerea, frs(fim_aerea, t), 'm. ');
h1 = text(0.05,0.9,[' num2str(x) ', ' num2str(y) ']); 'units','normalized','color','r';
disp(' ');
disp('Confirmacao da Marcacao do Inicio do Fase Aerea');
disp(' ');
ok = input('Ponto do Fim da Fase Aerea ok? [S] ou N = 1 > ');
if not isempty(ok); h = plot( fim_aerea, frs(fim_aerea, t), 'w. '); set(h, 'markersize',6,'linewidth',3); end;
end;

clc;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
disp('==== Inicio e Fim do Ciclo =====');
inic_fim(t, 1) = inic_aerea;
inic_fim(t, 2) = fim_aerea + freq*.2-1
aterr(t, 1) = fim_aerea

inic_ciclo = inic_aerea;
fim_ciclo = fim_aerea + freq*.2-1;

close all;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% ===== O N S E T   T A =====
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
h = figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico

subplot(221);
plot(frs(:,t),'y-');hold on; set(gca, 'color','black'); %Determina as cores do grafico: amarelo para FRS e preto no fundo
plot( inic_ciclo:fim_ciclo ,frs(inic_ciclo:fim_ciclo, t),'c'); %Determina que o sinal correspondente ao ciclo seja marcado de
azul (cian)
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+freq*.4) min(frs(:,t)) max(frs(:,t)) ]); %Determina os eixos: x=inicio ao fim do ciclo+200ms, y = min
e max da FRS
title(['FRS - Sujeito: ' label ' - Tentativa: ' char(tent_s(t))]); %Titulo do grafico

subplot(223);
plot(ta(:,t),'y-');hold on; set(gca, 'color','black'); %Determina as cores do grafico: amarelo para EMG e preto no fundo
plot( inic_ciclo:fim_ciclo, ta(inic_ciclo:fim_ciclo,t),'c-'); %Determina que o sinal correspondente ao ciclo seja marcado de
azul (cian)

% Envoltorio
ta_n(:,t) = ta(:,t)/ cvm_taf;
ta_n(:,t)= filtfilt(a, b, ta_n(:,t));

plot(inic_ciclo:fim_ciclo, ta_n(inic_ciclo:fim_ciclo,t),'m-'); %Grafico do envoltorio
title(['TA - Clique no instante imediatamente ANTES do suposto onset']);
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+freq*.4) min(ta(:,t)) max(ta_n(inic_ciclo:fim_ciclo,t))]); %Determina os eixos

% Determina INICIO DA BUSCA DO ONSET
[x y] = ginput(1); %Entrada com o mouse
inic_onset = round(x);
h = plot( inic_onset, ta_n(inic_onset, t), 'wo'); %Marca o ponto selecionado de branco; determina o tamanho da marcação

% METODO DA INTEGRACAO CONTINUA
% =====

IC_TA = cumtrapz(ta(inic_onset : inic_onset+freq*win) ) - ta(inic_onset);
IC_TA = IC_TA / IC_TA(end);

% ENCONTRA ONSET
% =====

```

```

i_norma_ta = (1/length(IC_TA):1/length(IC_TA):1);
size(i_norma_ta)
size(IC_TA)
dif_ta = (i_norma_ta - IC_TA);
j_ta = find( dif_ta == max(dif_ta) );
t_norm_TA = (j_ta*(1/length(IC_TA))) *freq*.1;
i_EMG = IC_TA(j_ta);
ONSET_TA(t) = (fim_ciclo - inic_onset+1) * (j_ta * ( 1/length(IC_TA)));
disp(' ');disp('==== Posicoes dos ONSETS =====');
i_onset_ta(t) = inic_onset+ j_ta - 1

h1 = plot( i_onset_ta(t),ta_n(i_onset_ta(t), t),'mo');set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3); %Mostra o ponto correspondente ao
onset
pause(2);

% ===== Graficos Auxiliares TA =====

subplot(2,2,2);
plot(ta(:,t), 'w-'); set(gca, 'color','black');
title('Onset TA (rosa) e Momento do impacto (amarelo)');
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+200) min(ta(:,t)) 1]); hold on;
h1= plot( inic_ciclo:fim_ciclo, ta(inic_ciclo:fim_ciclo, t),'c-'); set(h1, 'markersize',4);
plot([i_onset_ta(t) i_onset_ta(t)],[min(ta(:,t)) 1],'m');
plot([aterr(t) aterr(t)],[0 1],'y'); %Marca o momento da aterrissagem

subplot(2,2,4);
h1= plot([0 1],[0 1],'y'); hold on; set(gca, 'color','black');
h1= plot(i_norma_ta, IC_TA,'w-');hold on; set(h1, 'markersize',4);
xlabel('Tempo Normalizado'); ylabel('EMG Normalizado'); axis square;
h1= plot(j_ta*(1/length(IC_TA)), IC_TA(j_ta),'mo'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
title(['TA - Integ. Continua - TempoNorm.= ' num2str(round(t_norm_TA)) '%']);

pause;

close all;

% ===== O N S E T   F L =====
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
h = figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico

subplot(221);
plot(frs(:,t),'y-');hold on; set(gca, 'color','black');
plot( inic_ciclo:fim_ciclo, frs(inic_ciclo:fim_ciclo, t),'c');
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+freq*.4) min(frs(:,t)) max(frs(:,t)) ]);
title(['FRS - Sujeito: ' label ' - Tentativa: ' char(tent_s(t)) ]);

subplot(223);
plot(fl(:,t),'y-');hold on; set(gca, 'color','black');
plot(inic_ciclo:fim_ciclo, fl(inic_ciclo:fim_ciclo,t),'c-');

% Envolvorio
fl_n(:,t) = fl(:,t)/ cvm_ff;
fl_n(:,t)= filtfilt(a, b, fl_n(:,t));

plot(inic_ciclo:fim_ciclo, fl_n(inic_ciclo:fim_ciclo,t),'m-');
title(['FL - Clique no instante imediatamente ANTES do suposto onset']);
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+400) min(fl(:,t)) max(fl_n(inic_ciclo:fim_ciclo,t))]);

% Determina INICIO DA BUSCA DO ONSET
[x y] = ginput(1);
inic_onset = round(x);
h = plot( inic_onset, fl_n(inic_onset, t), 'wo');

% METODO DA INTEGRACAO CONTINUA
% =====

```

```

IC_FL = cumtrapz(fl(inic_onset : inic_onset+freq*win)) - fl(inic_onset);
IC_FL = IC_FL / IC_FL(end);

% ENCONTRA ONSET
% =====

%FL
i_norma_fl = (1/length(IC_FL):1/length(IC_FL):1)';
dif_fl = (i_norma_fl - IC_FL);
j_fl = find( (dif_fl) == max(dif_fl) );
t_norm_FL = (j_fl*(1/length(IC_FL))) *100;
i_EMG = IC_FL(j_fl);
ONSET_FL(t) = (fim_ciclo - inic_onset+1) * (j_fl * ( 1/length(IC_FL)));
i_onset_fl(t) = inic_onset+ j_fl - 1

h1 = plot( i_onset_fl(t) ,fl_n(i_onset_fl(t), t),'mo');set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
pause(2);

% ===== Graficos Auxiliares FL =====

subplot(2,2,2);
plot(fl(:,t), 'w-'); set(gca, 'color','black');
title('Onset FL (rosa) e Momento do impacto (amarelo)');
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+400) min(fl(:,t)) 1]); hold on;
h1= plot( inic_ciclo:fim_ciclo, fl(inic_ciclo:fim_ciclo, t),'c-'); set(h1, 'markersize',4);
plot([i_onset_fl(t) i_onset_fl(t)],[min(fl(:,t)) 1],'m');
plot([aterr(t) aterr(t)],[0 1],'y'); %Marca o momento da aterrissagem

subplot(2,2,4);
h1= plot([0 1],[0 1],'y'); hold on; set(gca, 'color','black');
h1= plot(i_norma_fl, IC_FL,'w-');hold on; set(h1, 'markersize',4);
xlabel('Tempo Normalizado'); ylabel('EMG Normalizado'); axis square;
h1= plot(j_fl*(1/length(IC_FL)), IC_FL(j_fl),'mo'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
title(['FL - Integ. Continua - TempoNorm.= ' num2str(round(t_norm_FL)) '%']);
pause;

close all;

% ===== O N S E T   G L   =====

scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
h = figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico
subplot(221);
plot(frs(:,t),'y-');hold on; set(gca, 'color','black');
plot( inic_ciclo:fim_ciclo ,frs(inic_ciclo:fim_ciclo, t),'c');
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+freq*.4) min(frs(:,t)) max(frs(:,t)) ]);
title(['FRS - Sujeito: ' label ' - Tentativa: ' char(tent_s(t))]);

subplot(223);
plot(gl(:,t),'y-');hold on; set(gca, 'color','black');
plot(inic_ciclo:fim_ciclo, gl(inic_ciclo:fim_ciclo,t),'c-');

% Envoltorio
gl_n(:,t) = gl(:,t)/ cvm_glf;
gl_n(:,t)= filtfilt(a, b, gl_n(:,t));

plot(inic_ciclo:fim_ciclo, gl_n(inic_ciclo:fim_ciclo,t),'m-');
title(['GL - Clique no instante imediatamente ANTES do suposto onset']);
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+400) min(gl(:,t)) max(gl_n(inic_ciclo:fim_ciclo,t))]);

% Determina INICIO DA BUSCA DO ONSET
[x y] = ginput(1);
inic_onset = round(x);
h = plot( inic_onset, gl_n(inic_onset, t), 'wo'); set(h, 'markersize',6,'linewidth',3);

```

```

% METODO DA INTEGRACAO CONTINUA
% =====
IC_GL = cumtrapz(gl(inic_onset : inic_onset+freq*win)) - gl(inic_onset);
IC_GL= IC_GL / IC_GL(end);

% ENCONTRA ONSET
% =====
i_norma_gl = (1/length(IC_GL):1/length(IC_GL):1)' ;
dif_gl = (i_norma_gl - IC_GL);
j_gl = find( dif_gl == max(dif_gl) );
t_norm_GL = (j_gl*(1/length(IC_GL))) *100;
i_EMG = IC_GL(j_gl);
ONSET_GL(t) = (fim_ciclo - inic_onset+1) * (j_gl * ( 1/length(IC_GL)));
i_onset_gl(t) = inic_onset+ j_gl - 1
h1= plot( i_onset_gl(t) ,gl_n(i_onset_gl(t), t),'mo'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
pause(2);

% ===== Graficos Auxiliares GL =====

subplot(2,2,2);
plot(gl(:,t), 'w-'); set(gca, 'color','black');
title('Onset GL (rosa) e Momento do impacto (amarelo)');
axis([inic_ciclo (fim_ciclo+400) min(gl(:,t)) 1]); hold on;
h1= plot( inic_ciclo:fim_ciclo, gl(inic_ciclo:fim_ciclo, t),'c-'); set(h1, 'markersize',4);
plot([i_onset_gl(t) i_onset_gl(t)],[min(gl(:,t)) 1],'m');
plot([aterr(t) aterr(t)],[0 1],'y'); %Marca o momento da aterrissagem

subplot(2,2,4);
h1= plot([0 1],[0 1],'y'); hold on; set(gca, 'color','black');
h1= plot(i_norma_gl, IC_GL,'w-');hold on; set(h1, 'markersize',4);
xlabel('Tempo Normalizado'); ylabel('EMG Normalizado'); axis square;
h1= plot(j_gl*(1/length(IC_GL)), IC_GL(j_gl),'mo'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
title(['GL - Integ. Continua - TempoNorm.= ' num2str(round(t_norm_GL)) '%']);
pause;

% ===== R M S E C O C O N T R A C A O =====

%RMS do EMG (TA, FL, GL) - 100ms antes do impacto a 200ms apos; 100ms antes do impacto a impacto; Momento do
impacto + 200ms
disp(' ');disp('===== RMS =====');
rms_ta(t) = sqrt(mean(ta(fim_aerea-99:fim_ciclo, t)/cvm_ta).^2)
rms_fl(t) = sqrt(mean(fl(fim_aerea-99:fim_ciclo, t)/cvm_fl).^2)
rms_gl(t) = sqrt(mean(gl(fim_aerea-99:fim_ciclo, t)/cvm_gl).^2)

ta_pre_rms(t) = sqrt(mean(ta(fim_aerea-99:fim_aerea, t)/cvm_ta).^2)
fl_pre_rms(t) = sqrt(mean(fl(fim_aerea-99:fim_aerea, t)/cvm_fl).^2)
gl_pre_rms(t) = sqrt(mean(gl(fim_aerea-99:fim_aerea, t)/cvm_gl).^2)

ta_pos_rms(t) = sqrt(mean(ta(fim_aerea:fim_ciclo, t)/cvm_ta).^2)
fl_pos_rms(t) = sqrt(mean(fl(fim_aerea:fim_ciclo, t)/cvm_fl).^2)
gl_pos_rms(t) = sqrt(mean(gl(fim_aerea:fim_ciclo, t)/cvm_gl).^2)

%INTEGRAL do EMG (TA, FL, GL) - 100ms antes do impacto a 200ms apos; 100ms antes do impacto a impacto;
Momento do impacto + 200ms
disp(' ');disp('===== IEMG =====');

% Filtro Passa-Baixa
ta(:,t) = filtfilt(a, b, ta(:,t)); fl(:,t)= filtfilt(a, b, fl(:,t)); gl(:,t)= filtfilt(a, b, gl(:,t));

%NORMALIZA - Pela CVM ja filtrada
ta(:,t) = ta(:,t) / cvm_taf;
fl(:,t) = fl(:,t) / cvm_ffl;
gl(:,t) = gl(:,t) / cvm_glf;

```

```

disp(' ');disp('==== I E M G ');
IEMG_TA(t) = (trapz( ta(fim_aerea-99:fim_ciclo, t) ))
IEMG_FL(t) = (trapz( fl(fim_aerea-99:fim_ciclo, t) ))
IEMG_GL(t) = (trapz( gl(fim_aerea-99:fim_ciclo, t) ))

IEMG_pre_TA(t) = (trapz( ta(fim_aerea-99:fim_aerea, t) ))
IEMG_pre_FL(t) = (trapz( fl(fim_aerea-99:fim_aerea, t) ))
IEMG_pre_GL(t) = (trapz( gl(fim_aerea-99:fim_aerea, t) ))

IEMG_pos_TA(t) = (trapz( ta(fim_aerea:fim_ciclo, t) ))
IEMG_pos_FL(t) = (trapz( fl(fim_aerea:fim_ciclo, t) ))
IEMG_pos_GL(t) = (trapz( gl(fim_aerea:fim_ciclo, t) ))

disp(' ');disp('==== CO CONTRACAO =====');
ind_co_TAGL(t) = 2 * (IEMG_GL(t)) / (IEMG_TA(t) + IEMG_GL(t))
ind_co_TAFL(t) = 2 * (IEMG_FL(t)) / (IEMG_TA(t) + IEMG_FL(t))
ind_co_pre_TAGL(t) = 2 * (IEMG_pre_GL(t)) / (IEMG_pre_TA(t) + IEMG_pre_GL(t))
ind_co_pre_TAFL(t) = 2 * (IEMG_pre_FL(t)) / (IEMG_pre_TA(t) + IEMG_pre_FL(t))
ind_co_pos_TAGL(t) = 2 * (IEMG_pos_GL(t)) / (IEMG_pos_TA(t) + IEMG_pos_GL(t))
ind_co_pos_TAFL(t) = 2 * (IEMG_pos_FL(t)) / (IEMG_pos_TA(t) + IEMG_pos_FL(t))

disp(' ');

%%%%%%%%%%

disp(' ');disp('==== N Ptos do Onset ao Final do Ciclo =====');
nptos_ta = fim_ciclo - i_onset_ta(t) + 1;
nptos_fl = fim_ciclo - i_onset_fl(t) + 1;
nptos_gl = fim_ciclo - i_onset_gl(t) + 1;

disp(' ');disp('==== Posicoes dos Picos =====');
ta_fn1 = ta(i_onset_ta(t):fim_ciclo, t);
fl_fn1 = fl(i_onset_fl(t):fim_ciclo, t);
gl_fn1 = gl(i_onset_gl(t):fim_ciclo, t);

i_pico_ta(t) = (i_onset_ta(t) - 1) + find(ta_fn1 == max(ta_fn1));
i_pico_fl(t) = (i_onset_fl(t) - 1) + find(fl_fn1 == max(fl_fn1));
i_pico_gl(t) = (i_onset_gl(t) - 1) + find(gl_fn1 == max(gl_fn1));

disp(' ');disp('==== Magnitude dos Picos =====');

mag_pico_ta(t) = ta_fn1(find(ta_fn1 == max(ta_fn1)))
mag_pico_fl(t) = fl_fn1(find(fl_fn1 == max(fl_fn1)))
mag_pico_gl(t) = gl_fn1(find(gl_fn1 == max(gl_fn1)))

disp(' ');disp('==== =====');
disp('==== Posicoes Relativas: OnSet, Aterrisagem e Pico ===');
disp('==== =====');
perc_aterr(t) = 100 - ( 199 ) * 100/ ( inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) )
perc_onset_ta(t) = 100 - ( inic_fim(t,2) - i_onset_ta(t) ) * 100/ ( inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) )
perc_pico_ta(t) = 100 - ( inic_fim(t,2) - i_pico_ta(t) ) * 100/ ( inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) )
disp('==== =====');
perc_onset_fl(t) = 100 - ( inic_fim(t,2) - i_onset_fl(t) ) * 100/ ( inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) )
perc_pico_fl(t) = 100 - ( inic_fim(t,2) - i_pico_fl(t) ) * 100/ ( inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) )
disp('==== =====');
perc_onset_gl(t) = 100 - ( inic_fim(t,2) - i_onset_gl(t) ) * 100/ ( inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) )
perc_pico_gl(t) = 100 - ( inic_fim(t,2) - i_pico_gl(t) ) * 100/ ( inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) )
pause;

% =====
end;
% =====

disp(' ');
disp('==== =====');

```

```

disp('      Definicao dos Envoltorios lineares');
disp('=====');

%inicializacao de vars de saida
frs_env_out = zeros(101, length(tent_s) + 1); ta_env_out = zeros(101, length(tent_s) + 1); fl_env_out = zeros(101,
length(tent_s) + 1); gl_env_out = zeros(101, length(tent_s) + 1);

% tempo normalizado
frs_env_out(:,1) = (0:100)'; ta_env_out(:,1) = (0:100)'; fl_env_out(:,1) = (0:100)'; gl_env_out(:,1) = (0:100)';

%Interpolacao do Ciclo do Envoltorio
%=====
max_nptos = 0;

% inic_fim(t, 1) = inic_aerea;
% inic_fim(t, 2) = fim_aerea + 199;

for i = 1:length(tent_s);

    nptos = inic_fim(i,2) - inic_fim(i,1) + 1; %Nptos do CICLO
    tnptos = 100*(1/nptos:1/nptos:1)'; % Tempo do ciclo

    frs_env_out(:, i+1) = interp1(tnptos, frs(inic_fim(i,1) : inic_fim(i,2) , i), frs_env_out(:,1) , 'spline' );
    ta_env_out(:, i+1) = interp1(tnptos, ta(inic_fim(i,1) : inic_fim(i,2) , i), ta_env_out(:,1) , 'spline' );
    fl_env_out(:, i+1) = interp1(tnptos, fl(inic_fim(i,1) : inic_fim(i,2) , i), fl_env_out(:,1) , 'spline' );
    gl_env_out(:, i+1) = interp1(tnptos, gl(inic_fim(i,1) : inic_fim(i,2) , i), gl_env_out(:,1) , 'spline' );

end;
%=====
close all;

% Inicializacao da matriz com Media e Desvio
frs_out = zeros(length(frs_env_out), 3);%determina: numero de linhas que e o comprimento do vetor de frs_env_out; numero
de colunas
ta_out = zeros(length(ta_env_out), 3);
fl_out = zeros(length(fl_env_out), 3);
gl_out = zeros(length(gl_env_out), 3);

% Calcula matriz com Media e Desvio
%=====
frs_out = [ frs_env_out(:,1) mean( frs_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 2) std( frs_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 0,
2)];%Determina a primeira coluna, que correspondete ao tempo (%ciclo), a segunda, que e a media, e a terceira, e o desvio
padrao
ta_out = [ ta_env_out(:,1) mean( ta_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 2) std( ta_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 0, 2)];
fl_out = [ fl_env_out(:,1) mean( fl_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 2) std( fl_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 0, 2)];
gl_out = [ gl_env_out(:,1) mean( gl_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 2) std( gl_env_out(:,2:length(tent_s)+1), 0, 2)];

% Calcula o CV
%=====
CV_ta = sqrt (mean ((ta_out(:,3)).^2))/mean (abs(ta_out(:,2)))
CV_fl = sqrt (mean ((fl_out(:,3)).^2))/mean (abs(fl_out(:,2)))
CV_gl = sqrt (mean ((gl_out(:,3)).^2))/mean (abs(gl_out(:,2)))
CV_frs = sqrt (mean ((frs_out(:,3)).^2))/mean (abs(frs_out(:,2)))

% Graficos dos Envoltorio + Media e Desvio
%=====
cor =['r' 'g' 'y' 'k'];

% TA
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico
errorbar(ta_out(:,1), ta_out(:,2), ta_out(:,3));hold on;
for i = 1:length(tent_s);
    plot(ta_env_out(:, 1), ta_env_out(:, i+1), cor(i));
end;

```

```

legend('media','desvio','1','2','3','4'); title(['Sujeito: ' label ' - TA Envoltorio']);
pause; close all;

%FL
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico
errorbar(ta_out(:,1), fl_out(:,2), fl_out(:,3));hold on;
for i = 1:length(tent_s);
    plot( ta_env_out(:, 1), fl_env_out(:, i+1), cor(i));
end;
legend('media','desvio','1','2','3','4'); title(['Sujeito: ' label ' - FL Envoltorio']);
pause; close all;

%GL
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico
errorbar(ta_out(:,1), gl_out(:,2), gl_out(:,3));hold on;
for i = 1:length(tent_s);
    plot( ta_env_out(:, 1), gl_env_out(:, i+1), cor(i));
end;
legend('media','desvio','1','2','3','4'); title(['Sujeito: ' label ' - GL Envoltorio']);

% =====
% MATRIZ DE SAIDA
% =====

out1=[ mean(perc_onset_ta),...
    mean(perc_onset_fl),...
    mean(perc_onset_gl),...
    mean(perc_pico_ta),...
    mean(perc_pico_fl),...
    mean(perc_pico_gl),...
    mean(mag_pico_ta),...
    mean(mag_pico_fl),...
    mean(mag_pico_gl),...
    mean(perc_aterr),...
    mean(perc_aterr-perc_onset_ta),...
    mean(perc_aterr-perc_onset_fl),...
    mean(perc_aterr-perc_onset_gl),...
    mean(perc_aterr-perc_pico_ta),...
    mean(perc_aterr-perc_pico_fl),...
    mean(perc_aterr-perc_pico_gl),...
    mean(ta_pre_rms),...
    mean(fl_pre_rms),...
    mean(gl_pre_rms),...
    mean(ta_pos_rms),...
    mean(fl_pos_rms),...
    mean(gl_pos_rms),...
    mean(rms_ta),...
    mean(rms_fl),...
    mean(rms_gl),...
    mean(IEMG_pre_TA),...
    mean(IEMG_pre_FL),...
    mean(IEMG_pre_GL),...
    mean(IEMG_pos_TA),...
    mean(IEMG_pos_FL),...
    mean(IEMG_pos_GL),...
    mean(IEMG_TA),...
    mean(IEMG_FL),...
    mean(IEMG_GL),...
    mean(ind_co_pre_TAGL),...
    mean(ind_co_pre_TAFL),...
    mean(ind_co_pos_TAGL),...
    mean(ind_co_pos_TAFL),...
    mean(ind_co_TAGL),...

```

```

    mean(ind_co_TAFL),...
    cvm_ta,...
    cvm_fl,...
    cvm_gl,...
    cvm_taf,...
    cvm_flf,...
    cvm_glf];

out2 = [ta_out(:,1) ta_out(:,2) ta_out(:,3),...
        fl_out(:,2) fl_out(:,3),...
        gl_out(:,2) gl_out(:,3),...
        frs_out(:,2) frs_out(:,3)];

%out2 = [FRS env_ta dsp_ta env_gl dsp_gl env_vl dsp_vl]; Paulinha
% =====
% =====   GERA ARQUIVOS DE SAIDA   =====
% =====

% 1) Variáveis simples
name1 = [grupo '.dat'];

fid_1=fopen(name1,'at+');
if fid_1== -1; % checar se arquivo de saida final ja existem, se nao existirem, cria o arquivo
    out = zeros(25, 46); % 25 sujeitos e 46 variaveis (OUT1)
    out( str2num(sujeito), :) = out1;
    save( name1, 'out', '-ascii' )
else % Arquivo de saida ja existe
    out( str2num(sujeito), :) = out1;
    save( name1, 'out', '-ascii' )
end;
fclose('all');

% 2) Envoltorio
name2 = [grupo sujeito '_envolt.dat'];

save(name2,'out2','-ascii')
end

```

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)