

Análise electromiográfica da técnica de retropedalagem em pólo aquático

Estudo dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius
Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor
Fasciae Latae e Bíceps Femoris

Nuno Miguel Moreira Cancela Oliveira

Porto, 2007



Análise electromiográfica da técnica de retropedalagem em pólo aquático

Estudo dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis,
Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps
Femoris

Monografia realizada no âmbito da
disciplina de Seminário do 5º ano da
licenciatura em Desporto e Educação
Física, área de Natação, Opção
Complementar de Desporto de
Rendimento, da Faculdade de
Desporto da Universidade do Porto

Orientador: Prof. Doutor. João Paulo Vilas-Boas

Nuno Miguel Moreira Cancela Oliveira

Porto, 2007

Oliveira, N. (2007). Análise electromiográfica da técnica de retropedalagem em pólo aquático – Estudo dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris. Dissertação de licenciatura. Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. Porto.

PÓLO AQUÁTICO, ELECTROMIOGRAFIA, RETROPEDALAGEM, MÚSCULO TIBIALIS ANTERIOR, MÚSCULO GASTROCNEMIUS MEDIALIS, MÚSCULO ADDUCTOR LONGUS, MÚSCULO VASTUS MEDIALIS, MÚSCULO TENSOR FASCIAE LATAE, MÚSCULO BICEPS FEMORIS

Agradecimentos

A realização deste trabalho, que simboliza o fim de uma etapa no meu percurso académico, só se tornou possível devido à colaboração e incentivo de um conjunto de pessoas, às quais estou muito agradecido, e queria aproveitar esta oportunidade para agradecer.

Ao Professor Doutor João Paulo Vilas-Boas pela condução, partilha de conhecimentos e questões pertinentes que nunca deixa de fazer.

Ao Professor Doutor Ricardo Fernandes pela colaboração e transmissão das bases para realizar este trabalho.

Aos colegas que colaboraram e partilharam a sua experiência na electromiografia no meio aquático, Engenheiro Pedro Gonçalves, Mestre Suzana Pereira e ao Pedro Figueiredo.

Aos Jogadores da amostra

Índice Geral

Agradecimentos.....	III
Índice geral.....	IV
Índice de figuras.....	VII
Índice de quadros.....	X
Resumo.....	XIII
Abstract.....	XIV
Abreviaturas.....	XV
1. Introdução.....	1
2. Revisão da literatura.....	3
2.1. A técnica no contexto do alto rendimento desportivo.....	4
2.1.1. A técnica no desporto, diferentes concepções e terminologia	5
2.1.2 Importância da técnica no rendimento desportivo	7
2.2. O Pólo Aquático.....	7
2.2.1. Características Modelo dos movimentos na posição vertical no Pólo Aquático	8
2.2.1.1. A retropedalagem	9
2.2.1.1.1. A técnica	10
2.2.1.1.2. Factores que contribuem para manter a altura na retropedalagem	15
2.3. Músculos dos membros inferiores.....	18
2.3.1. Bíceps Femoris	18
2.3.1.1. Acções	19
2.3.2. Tensor Fasciae Latae	19
2.3.2.1. Acções	19
2.3.3. O quadriceps femoral	20
2.3.3.1. O Vastus Medialis	20
2.3.3.2. Acções	21
2.3.4. Adductor Longus	21
2.3.4.1. Acções	21
2.3.5. Tibialis Anterior	22
2.3.5.1. Acções	22
2.3.6. Gastrocnemius Medialis	23
2.3.6.1. Acções	23
2.4. A investigação biomecânica no Pólo Aquático.....	24
2.5. Electromiografia.....	25
2.5.1. Perspectiva historica	25
2.5.2. Definição e perspectiva geral	26
2.5.3. Electromiografia e contracção muscular	29
2.5.3.1. Fisiologia básica da excitabilidade das membranas	31
2.5.3.2. Fundamentos da Eletromiografia	33
2.5.3.3. Potencial da Unidade Motora (MUAP)	34
2.5.4. Tipos de Electromiografia	36
2.5.4.1. Electromiografia de Superfície	36
2.5.4.2. Electromiografia de Profundidade	37
2.5.5. Definições do Sistema: Aplicações a que se Destina	37
2.5.6. Recolha do Sinal EMG	39
2.5.6.1. Detecção do Sinal	39
2.5.6.1.1. Eléctrodos de Superfície	39

2.5.6.1.2. Configuração dos Eléctrodos	40
2.5.6.1.3. Colocação dos Eléctrodos	41
2.5.6.1.4. Distância entre Eléctrodos	41
2.5.6.1.5. Eléctrodos Passivos e Eléctrodos Activos	42
2.5.6.1.6. Cuidados a Ter durante a Recolha	42
2.5.6.1.7. Tipos de Interferências no Sinal EMG	43
2.5.6.1.8. Amplificação do Sinal	44
2.5.6.1.9. Filtragem	45
2.5.7. Análise e Processamento do Sinal EMG	45
2.5.7.1. Digitalização	45
2.5.7.2. Processamento	45
2.5.7.2.1. Análise Qualitativa do Sinal EMG em Bruto	46
2.5.7.2.1.1. Amplitude	46
2.5.7.2.1.3. Duração	46
2.5.7.2.1.3. Frequência	46
2.5.7.2.2. Análise Quantitativa do Sinal EMG	47
2.5.7.2.2.1. Técnica de Processamento no Domínio Temporal	47
2.5.7.2.2.2. Remoção da componente DC	48
2.5.7.2.2.3. Rectificação	48
2.5.7.2.2.4. Suavização	48
2.5.7.2.2.5. Normalização em Amplitude	48
2.5.7.2.2.6. Integração	49
2.5.7.2.2.7. Soma Média Quadrada	50
2.5.7.2.2.8. Filtragem Digital	50
2.5.7.2.2.9. Determinação das Curvas Médias	50
2.5.7.3. Interpretação	51
2.5.7.3.1. Relação EMG/ Força	51
3. Objectivos e Hipóteses.....	53
3.1. Objectivos.....	53
3.1.1. Gerais	53
3.1.2. Específicos	53
3.2. Hipóteses.....	54
4. Material e Métodos.....	55
4.1. Caracterização da Amostra.....	55
4.2. Metodologia.....	55
4.2.1. Procedimentos	57
4.2.1.1. Preparação da Pele	57
4.2.1.2. Colocação dos Eléctrodos	57
4.2.1.3. Fixação e Impermeabilização dos Eléctrodos	59
4.2.1.4. Aquisição dos Dados	63
4.3. Análise e Tratamento dos Dados Experimentais.....	65
4.4. Procedimentos Estatísticos.....	67
5. Apresentação e Discussão dos Resultados.....	68
5.1. Análise e Processamento do Sinal EMG.....	69
5.1.1. Análise Qualitativa do Sinal EMG	69
5.1.2. Análise Quantitativa do Sinal EMG	76
5.1.2.1. Percentagem de Contração Voluntária Máxima – %CVM	76
5.1.2.2. Actividade Electromiográfica – iEMG	90
7. Conclusão.....	103

8. Referências bibliográficas.....	106
---	------------

Índice de figuras

Figura 1. Esquema das características da Técnica desportiva (adaptado de Weineck, 1986)	6
Figura 2. a) Segmentos do membro inferior (direito) no início da fase exterior b) Segmentos do membro inferior (direito) no fim da fase exterior	11
Figura 3. a) Segmentos do membro inferior (direito) no início da fase propulsiva b) Segmentos do membro inferior (direito) no fim da fase propulsiva	12
Figura 4. a) Segmentos do membro inferior (direito) no início da fase de recuperação b) Segmentos do membro inferior (direito) no fim da fase de recuperação	13
Figura 5. Ciclo completo do membro inferior direito passando pelas diferentes etapas. a) Ponto de transição entre a fase de recuperação e a fase exterior na posição vertical a1) Ponto de transição entre a fase de recuperação e a fase exterior na posição horizontal b) Ponto de transição entre a fase exterior e a fase propulsiva na posição vertical b1) Ponto de transição entre a fase exterior e a fase propulsiva na posição horizontal c) Ponto de transição entre a fase propulsiva e a fase de recuperação na posição vertical c1) Ponto de transição entre a fase propulsiva e a fase de recuperação na posição horizontal	14
Figura 6. Factores que determinam a altura atingida na retropedalagem (adaptado de Sanders, 1999)	16
Figura 7. Componentes do músculo e técnicas de recolha do sinal (adaptado de Rau et al., 2004)	27
Figura 8. Principais passos do processo de excitação, condução do estímulo e contracção da fibra muscular (Adaptado de Wilmore e Costill, 2000)	33
Figura 9. Representação esquemática de um eléctrodo activo com pré-amplificador no interior (Adaptado de Pezarat Correia, 2000)	42
Figura 10. Processamento do sinal EMG no tempo (Adaptado de Correia et al., 1998)	47
Figura 11. A: Câmara colocada no plano frontal à realização do movimento com o sinal luminoso desligado. B: Câmara colocada no plano inferior para a realização do movimento com o sinal luminoso ligado	56
Figura 12. Processo de fixação dos eléctrodos. A: Colocação dos eléctrodos B: Eléctrodos cobertos por camada de pensos impermeáveis. C: Eléctrodos cobertos por <i>silver tape</i>	60
Figura 13. Eléctrodos utilizados no estudo	64

Figura 14. Sistema utilizado para receber os sinais electromiográficos	65
Figura 15a. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis e Adductor Longus para a posição base. Tibialis Anterior (verde), Gastrocnemius Medialis (azul-claro) e Adductor Longus (cor-de-rosa)	69
.....	
Figura 15b. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a posição base. Vastus Medialis (preto), Tensor Fasciae Latae (vermelho) e Bíceps Femoris (azul)	70
Figura 16a. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis e Adductor Longus com os braços levantados. Tibialis Anterior (verde), Gastrocnemius Medialis (azul-claro) e Adductor Longus (cor-de-rosa)	71
Figura 16b. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris com os braços levantados. Vastus Medialis (preto), Tensor Fasciae Latae (vermelho) e Bíceps Femoris (azul)	71
Figura 17a. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis e Adductor Longus na posição horizontal. Tibialis Anterior (verde), Gastrocnemius Medialis (azul-claro) e Adductor Longus (cor-de-rosa)	72
Figura 17b. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris na posição horizontal. Vastus Medialis (preto), Tensor Fasciae Latae (vermelho) e Bíceps Femoris (azul)	73
Figura 18. Sinal EMG filtrado e rectificado dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris obtido durante a realização da retropedalagem com os braços no ar	74
Figura 19. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição base em função da fase	77
Figura 20. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem com os braços levantados em função da fase.	79
Figura 21. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase	81
Figura 22. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a primeira fase em função do tipo de retropedalagem	83
Figura 23. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a segunda fase em função do tipo de retropedalagem	85
Figura 24. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a terceira fase em função do tipo de Retropedalagem	87

Figura 25. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição base em função da fase	90
Figura 26. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem com braços levantados em função da fase	92
Figura 27. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase	94
Figura 28. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 1ª fase em função do tipo de retropedalagem	96
Figura 29. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem	98
Figura 30. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem	100

Índice de Quadros

Quadro 1. A definição de técnica, na concepção de diversos autores (adaptado de Lima, 2005)	5
Quadro 2. Acções dos segmentos e articulações do membro inferior durante a fase exterior (1ª fase) [Homma et Homma (2005); Sanders (2005)].	11
Quadro 3. Acções dos segmentos e articulações do membro inferior durante a fase mais propulsiva (2ª fase) [Alexander et Taylor (2005); Homma et Homma (2005)].	12
Quadro 4. Acções dos segmentos e articulações do membro inferior durante a fase de recuperação (3ª fase) [Alexander et Taylor (2005); Homma et Homma (2005)].	13
Quadro 5 Estrutura do protocolo experimental utilizado. Estão representados a ordem de realização de cada tipo de Retropedagem, o nº de repetições e o tipo de repetição	55
Quadro 6. Recomendações Europeias da colocação dos eléctrodos para o Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Tensor Fasciae Latae, Vastus Medialis, Adductor Longus e Bíceps Femoralis (Adaptado de SENIAM, 1999)	58
Quadro 7. Testes musculares manuais utilizados para determinação da contracção máxima voluntária nos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Tensor Fasciae Latae, Vastus Medialis, Adductor Longus e Bíceps Femoralis (Adaptado de Lynn e Epler, 2000)	61
Quadro 8. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedagem na posição base em função da fase	77
Quadro 9. Valores de p para as diferenças entre %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedagem na posição base em função da fase	78
Quadro 10. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedagem com os braços levantados em função da fase	79
Quadro 11. Valores de p para as diferenças entre %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedagem com os braços levantados em função da fase	80
Quadro 12. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedagem na posição horizontal em função da fase	81
Quadro 13. Valores de p para as diferenças entre %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedagem na posição horizontal em função da fase	82
Quadro 14. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a primeira fase em função do tipo de retropedagem	84
Quadro 15. Valores de p para as diferenças entre %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 1ª fase em função do tipo de retropedagem	84

Quadro 16. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a segunda fase em função do tipo de retropedalagem	86
Quadro 17. Valores de p para as diferenças entre %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem	86
Quadro 18. Resultados dos valores de %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a terceira fase em função do tipo de retropedalagem	88
Quadro 19. Valores de p para as diferenças entre %CVM para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem	88
Quadro 20. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição base em função da fase	91
Quadro 21. Valores de p para as diferenças de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição base em função da fase	91
Quadro 22. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem com braços levantados em função da fase	93
Quadro 23. Valores de p para as diferenças de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem com os braços levantados em função da fase	93
Quadro 24. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase	95
Quadro 25. Valores de p para as diferenças de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase	95
Quadro 26. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 1ª fase em função do tipo de retropedalagem	97
Quadro 27. Valores de p para as diferenças de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 1ª fase em função do tipo de retropedalagem	97
Quadro 28. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem	99
Quadro 29. Valores de p para as diferenças de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem	99
Quadro 30. Resultados dos valores de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem	101

Quadro 31. Valores de p para as diferenças de iEMG para os músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem **101**

Resumo

A electromiografia (EMG) é um método de estudo que tem sido utilizado para descrever os aspectos da participação muscular e analisar e/ou avaliar variações na técnica.

O objectivo do presente estudo foi analisar a participação do músculo *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* em três variantes da técnica de retropedalagem (posição base, braços levantados (BL) e posição horizontal) utilizadas no pólo aquático. Quatro jogadores de pólo aquático de bom nível, um jogador do sexo masculino e três do sexo feminino foram avaliados. Os sinais electromiográficos foram recolhidos durante a realização de um protocolo intermitente de 2x5" cada variante, tendo em cada repetição os ombros fora de água como critério de intensidade. As repetições eram realizadas de forma alternada.

A actividade EMG foi determinada através de EMG de superfície em ambiente aquático. Os registos EMGs foram normalizados à contracção voluntária máxima isométrica (CVM). Foi realizada uma análise qualitativa e quantitativa [integral do sinal (iEMG) e as %CVM] dos registos.

Os resultados mostraram, a nível qualitativo, que diferentes músculos têm predominâncias diferentes no global do ciclo de retropedalagem mas também nas 3 fases por nós definidas, foi também possível verificar que alguns dos músculos estudados apresentaram pouca variabilidade no *timing* dos picos de contracção, contrariamente a outros que mostraram um padrão mais irregular, com alguma variabilidade. Na análise à %CVM registaram-se diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$) quando relacionamos as diferentes fases em cada variante da retropedalagem e quando relacionamos os diferentes tipos de retropedalagem em cada fase, assim a fase exterior e a fase mais propulsiva apresentaram tendencialmente valores mais elevados do que a fase de recuperação, comparando os tipos de retropedalagem, BL apresenta tendencialmente as %CVM mais elevadas; relativamente à iEMG os resultados verificados são idênticos aos obtidos para a %CVM, também aqui, tendencialmente, a fase propulsiva e BL apresentaram os valores de iEMG mais elevados.

Palavras chave: Pólo Aquático, Electromiografia, Retropedalagem, *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris*

Abstract

The Electromyography (EMG) is a method of study that has been used, to describe the aspects of muscle participation as well as to analyse and/or evaluate the sports techniques.

The purpose of this study was to analyse the participation of the *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Biceps Femoris* in three kinds of the eggbeater kick movement (basic position, arms up (AU) and horizontal position) used in water polo. Four good level water polo players, one male and three female were tested. The electromyographic signs have been collected during the realisation of an intermittent protocol of 2x5" each kind of eggbeater, shoulders out of the water have been established as intensity criteria. Repetitions were done in an alternate way.

The EMG activity was determined by surface EMG in aquatic environment. The EMGs was standardised with the maximum isometric voluntary contraction (MVC). A quantitative and qualitative analysis [the integral of the signal (iEMG) and the %MVC] of the registers was done.

The results showed, in a qualitative analysis, that different muscles have different predominance in an eggbeater kick cycle but also within the 3 different phases defined by us, we could also see low variability in the peak contraction timing of some muscles, while others, showed a more irregular pattern with some variability. Regarding the %MVC, there were some differences proved statistically ($\leq 0,05$) when relating the different phases of the movement in each type of the eggbeater kick and when relating the different types of eggbeater kick in each phase, in this way, the outwards phase and the power phase seems to have higher %MVC than the recovery phase, relating the eggbeater kick types AU seems to have higher %MVC. Regarding the iEMG the results were somewhat identical to the obtained for the %MVC, also here, the power phase and AU eggbeater kick showed higher iEMG.

Key words: Water Polo, Electromyography, Eggbeater Kick, *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* and *Biceps Femoris*

Abreviaturas

%CVM	Percentagem jda Contracção Máxima Voluntária
d.e.s	Diferenças estatisticamente significativas
dp	Desvio Padrão
EMG	Electromiografia/ Electromiográfico
EMG pro	Electromiografia de Profundidade
EMG sup	Electromiografia de Superfície
et al.	e colaboradores
Hz	Hertz
iEMG	Integral do Sinal EMG
MI	Membros Inferiores
mm	Milímetros
MUAP	Pontencial de Unidade Motora
<i>p</i>	Valor probabilístico associado à rejeição da hipótese nula
RMS	Soma Média Quadrada
PB	Posição Base
BL	Braços Levantados
PH	Posição Horizontal
UM	Unidade Motora
X	Média

1. Introdução

A investigação científica vem desempenhando um papel crescente no quadro do entendimento do fenómeno desportivo, notadamente no que diz respeito a compreensão dos factores limitadores do rendimento competitivo (Vilas-Boas, 1997). Relativamente a estes, Vilas-Boas (1998) refere que a técnica desempenha um papel crucial no quadro da estrutura de rendimento da modalidade, devendo constituir como um vector fundamental e prioritário de investimento, assim se justifica a grande importância que é dispensada ao estudo da técnica (Vilas-Boas, 1997).

Neste sentido a investigação tem sido cada vez maior na área da biomecânica. Desta forma, hoje em dia a electromiografia (EMG) tem sido usada por cientistas num largo conjunto de áreas, que vão desde a Anatomia, à Reabilitação, Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Medicina Vocacional, Odontologia, Psicologia, e no Desporto e Educação Física. Mais especificamente na Nataação, segundo Wakayoshi et al. (1994), a EMG tem sido utilizada para descrever os aspectos da participação muscular e analisar e/ou avaliar variação nas técnicas de nado. No entanto podemos também estudar a técnica, validar meios de treino e a coordenação intramuscular durante a realização dos movimentos, sendo estes alguns dos objectivos deste trabalho.

Assim, entre os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento (cinemetria, dinamometria, antropometria, electromiografia) (Winter, 1991), a electromiografia (EMG) é aquela que apresenta condições de realização de estudos da dinâmica muscular, ou seja, da função dos músculos, baseando-se num princípio estabelecido há mais de 200 anos por Galvani (Basmajian e DeLuca, 1985), segundo o qual um músculo esquelético, quando estimulado electricamente, contrai-se. Neste sentido, na biomecânica, a electromiografia, é um dos métodos de medição que pode determinar directamente parâmetros biomecânicos internos do corpo humano durante o movimento.

Assim, sendo a retropedalagem um dos principais e mais característicos movimentos no pólo aquático, que ocupa uma parte significativa do treino, torna-se muito importante estudar aspectos biomecânicos do jogador de forma a minimizar os erros técnicos que influenciam directamente o seu desempenho e conhecer melhor um movimento de si complexo e pouco estudado. Por este motivo, propomo-nos a estudar o padrão electromiográfico de diferentes tipos de Retropedalagem que variam conforme o contexto no jogo. Começaremos, então, por realizar uma breve revisão da literatura, onde pretendemos verificar o estado do conhecimento acerca das principais variáveis em estudo. De seguida apresentaremos o problema do nosso estudo, bem como a definição dos seus objectivos. Após a descrição do material e métodos utilizados, passaremos a apresentar e a discutir os resultados obtidos, confrontando-os entre si e com resultados da literatura. Por fim sintetizaremos as principais conclusões, sugerindo aspectos importantes a ter em conta em futuras investigações.

2. Revisão da literatura

A revisão da literatura começa por tratar o tema de um ponto de vista mais abrangente, focando de seguida aspectos mais específicos da investigação. Desta forma, inicialmente, pensamos ser importante definir a técnica desportiva, a sua importância e enquadrar a técnica de retropedalagem no conjunto de técnicas do Pólo Aquático. De seguida, abordamos de forma descritiva alguns aspectos desta técnica relacionando com alguns estudos realizados, para posteriormente compreendermos os resultados obtidos em cada padrão dos diferentes ciclos realizados. Ainda neste sentido faremos uma descrição anatómica e funcional dos músculos em estudo (musculo *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Biceps Femoris*, *Vastus Medialis*, *Adductor Longus* e *Tensor Fasciae Latae*). E por fim introduzimos a electromiografia (EMG), onde faremos uma revisão mais alargada

2.1. A técnica no contexto do alto rendimento desportivo

A compreensão dos factores limitadores do rendimento competitivo tem vindo a ser um dos objectos de estudo mais significativos da investigação científica dentro do fenómeno desportivo (Vilas-Boas, 1997). Relativamente a estes, Vilas-Boas (1998) refere que a importância da técnica no quadro da estrutura de rendimento das modalidades.

Através do treino técnico, o estilo de cada desportista vai-se ajustando e sendo moldado com o objectivo de se promover uma execução técnica próxima do padrão mecânico ideal para cada sujeito (Lima, 2005).

Este aperfeiçoamento da técnica deve ser prioritariamente desenvolvido com jogadores jovens e continuado com os jogadores mais experientes através do treino, devendo a técnica estar presente em todas as etapas da vida desportiva do indivíduo. A preparação do jogador de alto rendimento na actualidade é bastante complexa e requer a coordenação de vários componentes importantes para a consequente obtenção do máximo rendimento.

Segundo Alves (1996), conhecimentos amplos, profundos e detalhados das características do movimento específico são requisitos para uma intervenção eficaz do treinador. Dessa forma, em qualquer disciplina desportiva existe um padrão técnico geralmente aceite como o ideal, servindo de modelo técnico, o qual tentará ser reproduzido na preparação para a competição, na tentativa de ultrapassar duas grandes desvantagens da Natação Pura Desportiva, neste caso também do Pólo Aquático, em rela o a outras modalidades que decorrem fora do meio aquático como são a menor resistência que a água oferece para os esforços propulsivos e por outro lado, devido à densidade da água, a grande resistência que oferece ao deslocamento nesta (Maglischo, 2003).

2.1.1. A técnica no desporto, diferentes concepções e terminologia

Várias são as áreas desportivas de conhecimento científico que intervêm no desenvolvimento do conceito de técnica desportiva, de entre as quais: a Biomecânica, a Psicologia e a Fisiologia. Elas definem, respectivamente, as relações entre a técnica e as leis da física, os processos de aprendizagem, os processos cognitivos e os processos biológicos (Lima, 2005).

O conceito geral de "técnica desportiva" corresponde a um conjunto de procedimentos utilizados para executar uma habilidade motora desportiva, ou a habilidade e destreza com que se executa um movimento desportivo. Assim, a possibilidade de execução e a capacidade de realizar uma tarefa motora correctamente são as duas direcções do conceito de técnica (Arellano, 1990). No entanto, são vários os autores que definem o conceito de técnica. Assim apresentamos várias definições no Quadro 1, bem como as características da técnica na Figura 1.

As definições mostram-nos que a técnica está relacionada com aquilo que entendemos ser o modelo técnico ideal, ou mesmo com a própria intenção de execução deste. Contudo, a técnica não tem de ser perfeita, dependendo do momento do processo de aprendizagem ou treino em que se encontre o sujeito (Arellano, 1990).

Desta forma, através das análises das definições, as múltiplas relações entre os factores influenciadores do desempenho desportivo, bem como destes com a técnica (cf. Factores influenciadores do rendimento).

Quadro 1. A definição de técnica, na concepção de diversos autores (adaptado de Lima, 2005).

Autores	Definição
Welford, 1969	Sinónimo de habilidade motora ou acção organizada e coordenada, que envolve a totalidade das cadeias sensoriais e os mecanismos centrais ou motores
Ozolin, 1970	É a realização consciente e orientada dos movimentos e acções do desportista, dirigidos a consecução de um determinado efeito nos exercícios, relacionados com o desenvolvimento de esforços voluntários e musculares, com a observação de um determinado ritmo e com a utilização e superação das condições do meio exterior.
Fidelus, 1972	É uma maneira de executar uma determinada tarefa pela táctica, considerando o nível de desenvolvimento da capacidade motora e mental do desportista.

Quadro 1. (Continuação)

Hay e Reid, 1982	É a maneira pela qual os movimentos componentes de uma habilidade motora são executados
Bompa, 1983	E a maneira de executar um exercício físico da forma mais perfeita, gastando menos energia para conseguir um resultado.
Grosser e Neumaier, 1986	Modelo ideal de um movimento desportivo, definido pelos conhecimentos científicos e experiências práticas
Grosser e Neumaier, 1986	Realização do movimento ideal ao que se aspira.
Harre, 1987	Capacidade de um desportista empregar de modo económico e optimo a sua capacidade física.
Donskoy e Zatsiorsky, 1968	Denomina efectividade do domínio da técnica de um ou outro desportista, ao grau em que esta se aproxima de uma variante mais racional.
Kreighbaum e Barthels, 1990	Quando um tipo particular de uma habilidade motora é executada
Bompa, 1990	Entende-se como um modelo ideal de um movimento relativo a uma disciplina desportiva
Arellano, 1990	Conjunto de procedimentos utilizados para executar uma habilidade motora desportiva, ou a habilidade e destreza com que se executa um movimento desportivo
Starosta, 1991	Forma de executar um exercício desportivo
Grosser et al., 1991	Desde a perspectiva teórica da acção, o movimento desportivo é um processo complexo e orientado em um objectivo

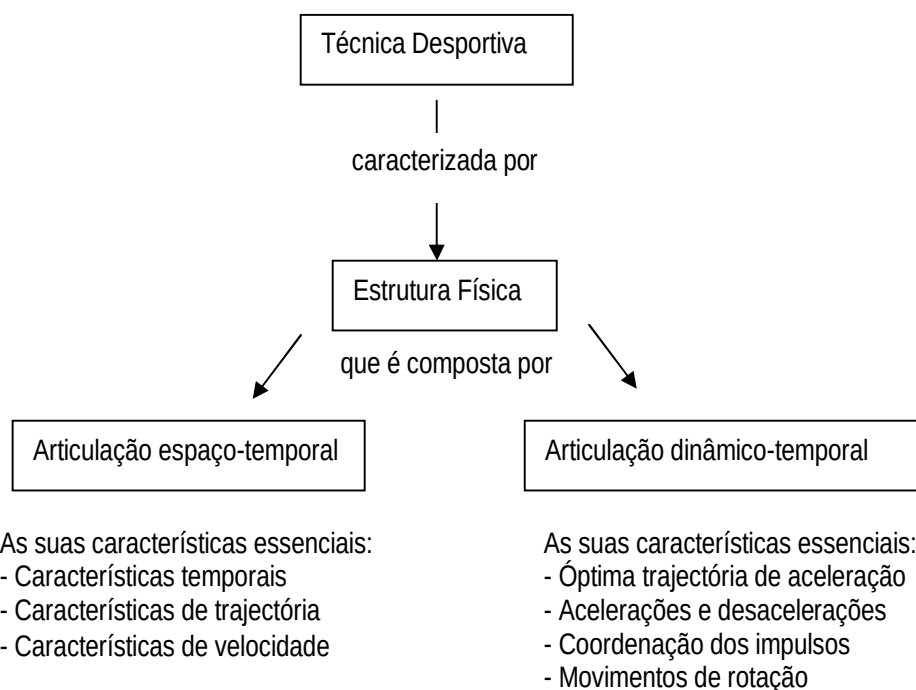


Figura 1. Esquema das características da Técnica desportiva (adaptado de Weineck, 1986).

2.1.2. Importância da técnica no rendimento desportivo

É verdadeiramente inquestionável a importância e o peso que um bom desempenho técnico tem em termos de rendimento desportivo, permitindo a manifestação das possibilidades físicas, ao serviço de uma performance superior (Weineck, 1986). A técnica é, aliás, o procedimento adequado e económico para a obtenção de um resultado de excelência (Bompa, 1983).

Para Fernandes e Vilas-Boas (2002), temos, os factores influenciadores do rendimento em NPD são: os factores genéticos, contextuais, bioenergéticos, biomecânicos e psicológicos, inserindo-se a técnica, nos factores biomecânicos. Segundo Weineck (1986) a biomecânica é uma grande área para analisar objectivamente os aspectos qualitativos e quantitativos do movimento. Ela permite uma objectivação da técnica, a descrição das características cinemáticas e dinâmicas, e as características racionais das suas variantes.

A técnica desportiva desempenha, no pólo aquático, embora não tanto como o referido por Vilas-Boas (1993) em natação, um papel da maior importância. Para Vilas-Boas (1998), esta importância decorre: (i) do meio especial em que se desenvolve a acção motora e que determina formas específicas de definição mecânica dos apoios imprescindíveis a locomoção; (ii) da necessidade do sujeito se preocupar com as questões relativas a resistência oposta ao seu deslocamento pelo meio envolvente e (iii) das dificuldades acrescidas de avaliação do gesto e prescrição de correcções.

2.2. O Pólo Aquático

O pólo aquático é uma modalidade desportiva colectiva intermitente, de alta intensidade, que exige o desenvolvimento de todos os sistemas energéticos, bem como da força muscular, flexibilidade e habilidades técnicas e tácticas (Smith, 1999).

Um jogo de pólo aquático consiste, actualmente, em 4 x 8 minutos com paragem de tempo, separados por 2 minutos de intervalos entre o 1º e 2º, e, 3º e 4º período e 5 minutos de intervalo entre o 2º e 3º período.

O jogo é intermitente por natureza, requisitando uma grande variedade de diferentes períodos de intensa actividade, cada um durando menos de 15 segundos (Smith, 1991; Hohmann, 1992). Os períodos de alta intensidade são intercalados de períodos de baixa intensidade e de duração similar bem como de longos períodos de recuperação, tais como os intervalos entre os períodos de jogo. Existem muito poucas restrições nos movimentos dos jogadores durante os tempos de paragem de jogo, pelo que os jogadores raramente estão inactivos durante um período de jogo.

As posições de jogo especializadas são as dos guarda-redes e os jogadores que prioritariamente ocupam as posições de pivot, central e posições laterais.

Tal como referido por Bratusa e Dopsaj (2005) a organização do processo de treino é determinada por vários factores. As exigências tácticas, técnicas e funcionais de cada posição durante o jogo é um importante factor no planeamento do treino. Os jogadores de acordo com as suas características morfológicas especializam-se em certas posições, bem como, diferentes posições com as suas exigências específicas num jogo influenciam as características morfológicas do jogador.

Dos 13 jogadores numa equipa, 2 são normalmente os guarda-redes e os restantes jogadores de campo. A divisão dos 11 jogadores de campo numa equipa normalmente inclui 3 pivots, 3 centrais e os restantes, jogadores das posições laterais. Um máximo de 1 guarda-redes e 6 jogadores de campo são permitidos dentro de água em qualquer momento (Smith, 1999).

2.2.1. Características Modelo dos movimentos na posição vertical no Pólo Aquático

Num nível absoluto, um jogador de pólo aquático está entre 45-55% até 66,9%, do tempo de jogo na posição vertical (Dopsaj et Matkovic, 1994;

Smith,1998). Desta forma, a posição vertical, com o respectivo conjunto de habilidades técnico-táticas que dela derivam, é geralmente mais utilizada que a posição horizontal.

Em comparação com outros desportos em que os jogadores adoptam apenas a posição vertical ou horizontal, no pólo aquático existe uma grande alternância entre estas duas posições. A percentagem de uso da posição horizontal e vertical durante um jogo é um indicador básico da diversidade de movimento, bem como um factor de grande importância no planeamento do treino e na intensidade/volume a atribuir a cada posição [Petric (1991), Dopsaj e Matkovic (1998)].

O aumento do tempo de jogo e o aparecimento de um tempo limite de ataque como evolução das regras do jogo causaram algumas mudanças técnico-táticas na forma de jogar e, conseqüentemente, alterações no treino, transmitindo um papel fundamental à posição vertical no jogo. Este facto, indica que a posição vertical é, nos dias de hoje mais dominante.

Entre as posições verticais executadas durante um jogo, foram estudadas, tendo em conta o tempo total de utilização, por Bratusa, Matkovic e Dopsaj (2002) as seguintes:

- Duelo (posição do jogador quando este está em contacto com um adversário a lutar pela posição ou pela bola)
- Braço levantado (posição do jogador quando este está a tentar impedir uma acção do adversário levantando o braço)
- Posição base (posição do jogador quando este está preparado para a acção perto do adversário mas sem lhe tocar)
- Posição passiva (posição do jogador quando este está longe do adversário a uma distancia que não lhe permite tocar no adversário ou impedir a sua acção)

2.2.1.1. A Retropedalagem

Como foi referido anteriormente a posição vertical assume, nos dias de hoje, um papel ainda mais importante no jogo, principalmente tendo em conta

que grande parte das habilidades que permitem a concretização de golos surge desta posição. Nesta perspectiva uma das habilidades fundamentais no pólo aquático para manter a posição vertical é a Retropedalagem, que é utilizada para elevar o tronco para fora da água através da produção de uma força no sentido contrário ao peso do corpo (Sanders, 1999). Esta mesma habilidade poderá também ser usada no sentido de proporcionar ao jogador uma força propulsiva em qualquer direcção desejada por este. Esta situação ocorre principalmente em situações de duelo com o adversário.

2.2.1.1.1. A Técnica

A Retropedalagem foi inicialmente designada como um movimento simétrico e alternado de pernas, geralmente usado pelos jogadores de Pólo Aquático para a manutenção da sua posição à superfície, sendo este movimento de pernas apenas semelhante ao movimento de pernas de bruços, já que as acções propulsivas são executadas em alternância por cada perna (Borga, 1988; Clarys, 1975; Cutino et Bledsoe, 1976; Hines, 1969; Sarmento, 1985).

Borga (1988) referiu ainda duas fases principais durante o ciclo de pernada em Retropedalagem: a fase propulsiva e a fase de retorno.

Hoje sabe-se que a retropedalagem é um movimento bem mais complexo e com uma utilização mais ampla.

A Retropedalagem é uma acção cíclica dos membros inferiores, sendo a acção do membro inferior direito e esquerdo opostas na fase do ciclo. Quando um membro está na sua fase mais propulsiva o outro está na fase de recuperação. Esta acção é uma complexa combinação de movimentos da anca, joelho e tornozelo (Sanders, 1999). Os membros inferiores movem-se em direcções circulares inversas – o membro inferior esquerdo move-se no sentido directo e o membro inferior direito no sentido inverso. O movimento dos pés faz um traçado de ovais alongadas (Sanders, 2005).

Sanders (2005), apesar de não aplicar esta divisão de forma formal, refere a existência de 3 fases distintas no movimento.

- Fase exterior (1ª fase)

Esta é a fase anterior à fase mais propulsiva, serve com transição da fase de recuperação para a propulsão.

Fase	Acção
Fase exterior	Coxa: Adução, rotação medial, flexão Joelho: flexão, rotação lateral Tornozelo: flexão, rotação lateral, evertido.

Quadro 2. Acções dos segmentos e articulações do membro inferior durante a fase exterior (1ª fase) [Homma et Homma (2005); Sanders (2005)].

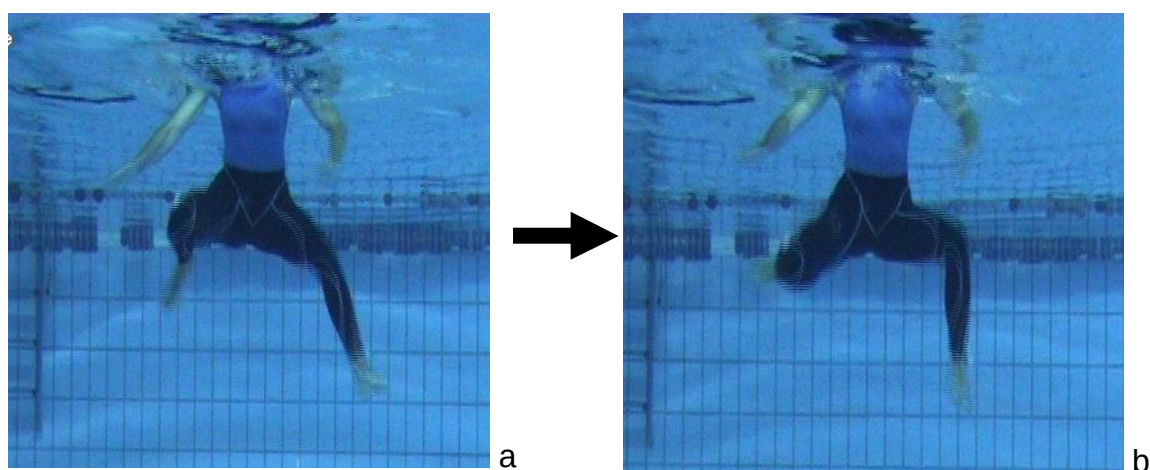


Figura 2. a) Segmentos do membro inferior (direito) no início da fase exterior b) Segmentos do membro inferior (direito) no fim da fase exterior

- Fase mais propulsiva (2ª fase)

Esta é a fase mais propulsiva de todo o ciclo o pé desloca-se para baixo, para a frente e interiormente.

Fase	Acção
Fase propulsiva	Coxa: Adução, extensão, rotação lateral Joelho: extensão, adução, rotação medial Tornozelo: extensão, rotação medial, inversão

Quadro 3. Acções dos segmentos e articulações do membro inferior durante a fase mais propulsiva (2ª fase) [Alexander et Taylor (2005); Homma et Homma (2005)].

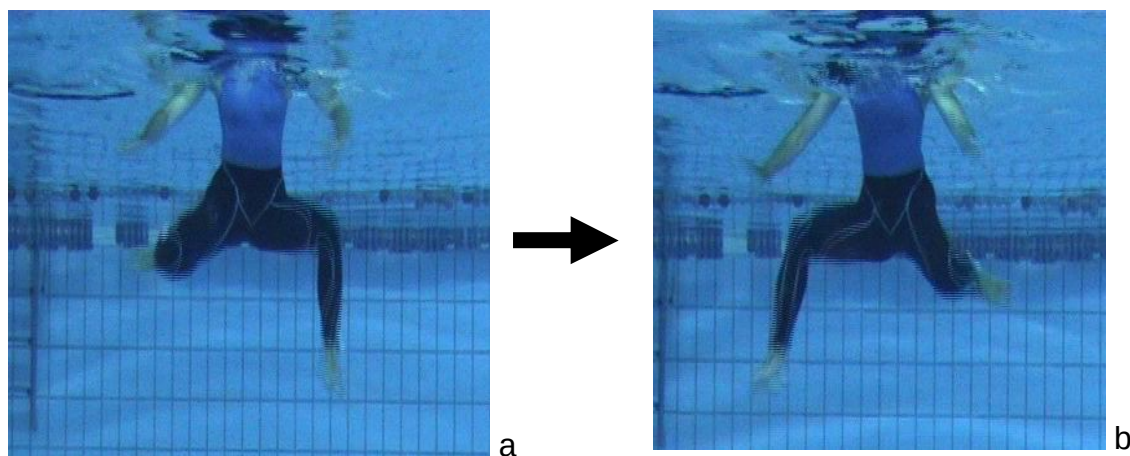


Figura 3. a) Segmentos do membro inferior (direito) no início da fase propulsiva b) Segmentos do membro inferior (direito) no fim da fase propulsiva

- Fase de recuperação

Nesta fase o pé realiza um trajecto para trás, para cima e para dentro.

Fase	Acção
Fase recuperação	Coxa: flexão, rotação medial, abdução Joelho: flexão, rotação lateral Tornozelo: flexão

Quadro 4. Acções dos segmentos e articulações do membro inferior durante a fase de recuperação (3ª fase) [Alexander et Taylor (2005); Homma et Homma (2005)].

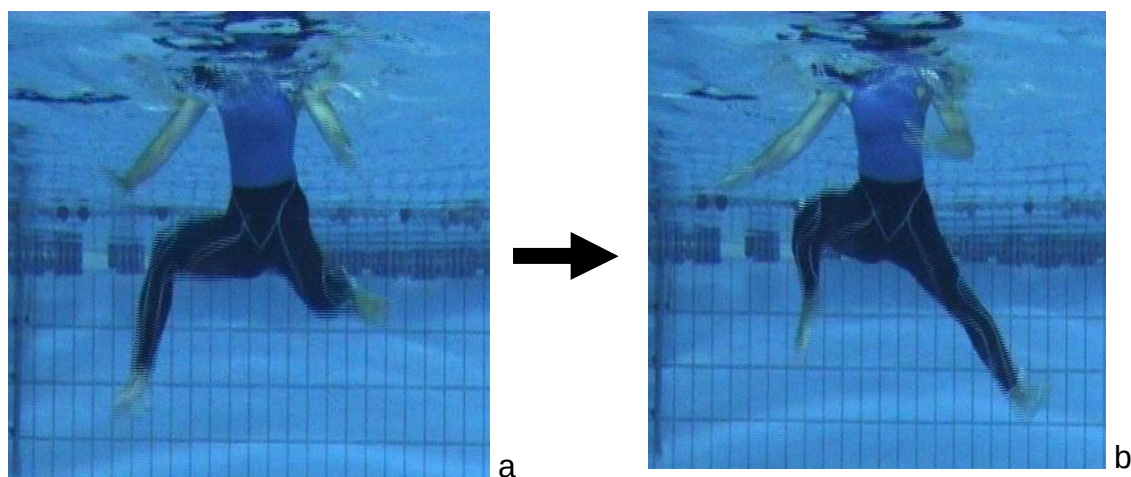


Figura 4. a) Segmentos do membro inferior (direito) no início da fase de recuperação b) Segmentos do membro inferior (direito) no fim da fase de recuperação

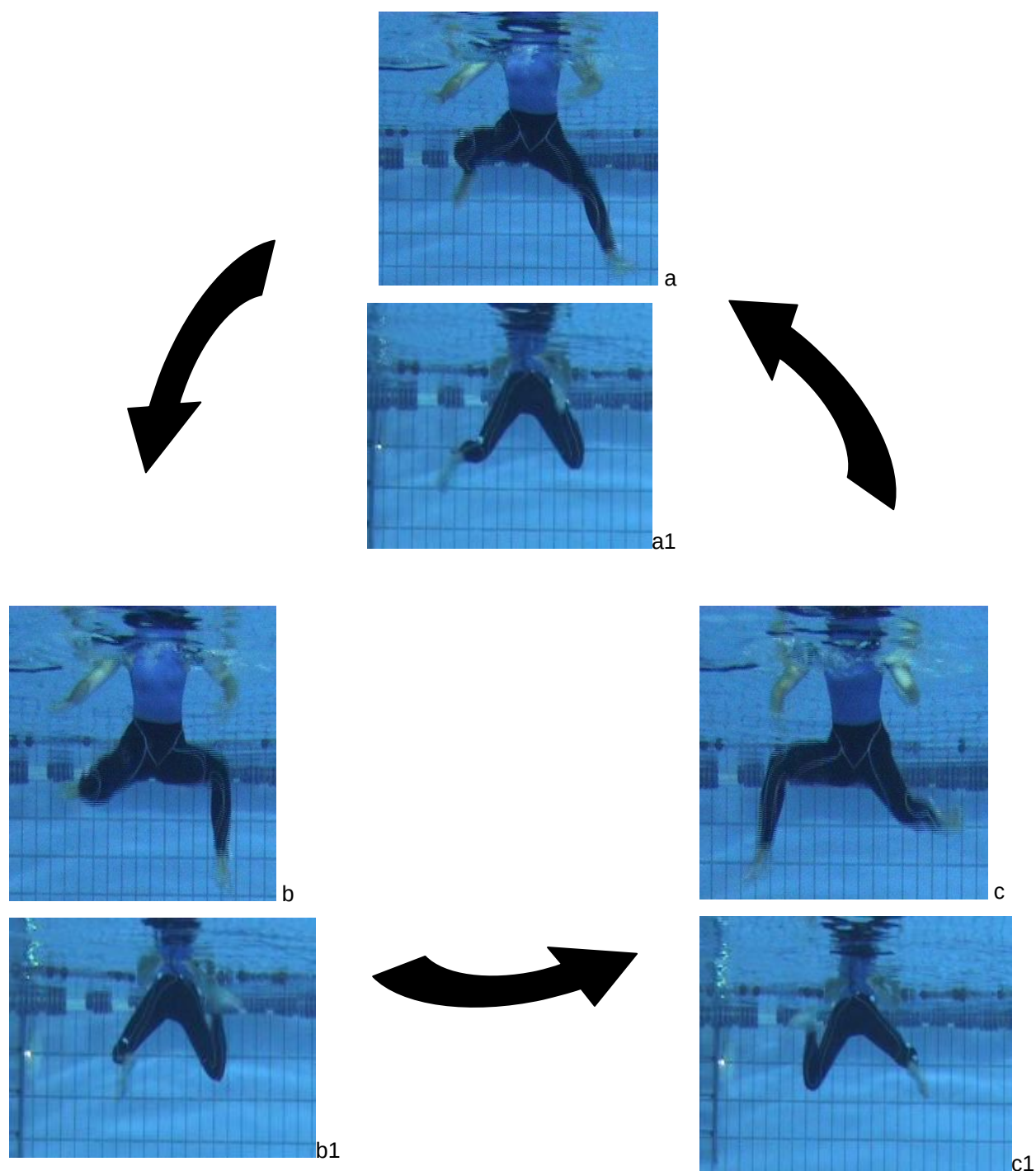


Figura 5. Ciclo completo do membro inferior direito passando pelas diferentes etapas.

a) Ponto de transição entre a fase de recuperação e a fase exterior na posição vertical (vista anterior) a1) Ponto de transição entre a fase de recuperação e a fase exterior na posição horizontal (vista posterior) b) Ponto de transição entre a fase exterior e a fase propulsiva na posição vertical (vista anterior) b1) Ponto de transição entre a fase exterior e a fase propulsiva na posição horizontal (vista posterior) c) Ponto de transição entre a fase propulsiva e a fase de recuperação na posição vertical (vista anterior) c1) Ponto de transição entre a fase propulsiva e a fase de recuperação na posição horizontal (vista posterior).

2.2.1.1.2. Factores que contribuem para manter a altura na Retropedalagem

A altura na retropedalagem refere-se à distância que vai da superfície da água até ao vertex, essa altura depende de um conjunto de factores (Figura 6).

Para elevar o corpo fora de água é necessário um impulso vertical de forma a reagir contra a força gravitacional. Quanto maior é o impulso maior é a altura atingida. Este impulso é fornecido pela flutuabilidade e pela força gerada pela acção da Retropedalagem. Quanto maior a massa emersa, menor será a flutuabilidade e maior o impulso necessário a gerar pela Retropedalagem para manter a posição elevada (Sanders, 1999).

De acordo com os princípios hidrodinamicos, a força gerada pela Retropedalagem num dado momento depende da área de secção transversal dos pés, pernas e coxas, da velocidade do movimento dos respectivos membros e do coeficiente da força ascensional e de arrasto criado (Sanders, 1999).

A velocidade dos membros e o coeficiente da força ascensional e de arrasto depende da acção dos membros que por sua vez depende da acção e dos ângulos das articulações respectivamente (Sanders, 1999).

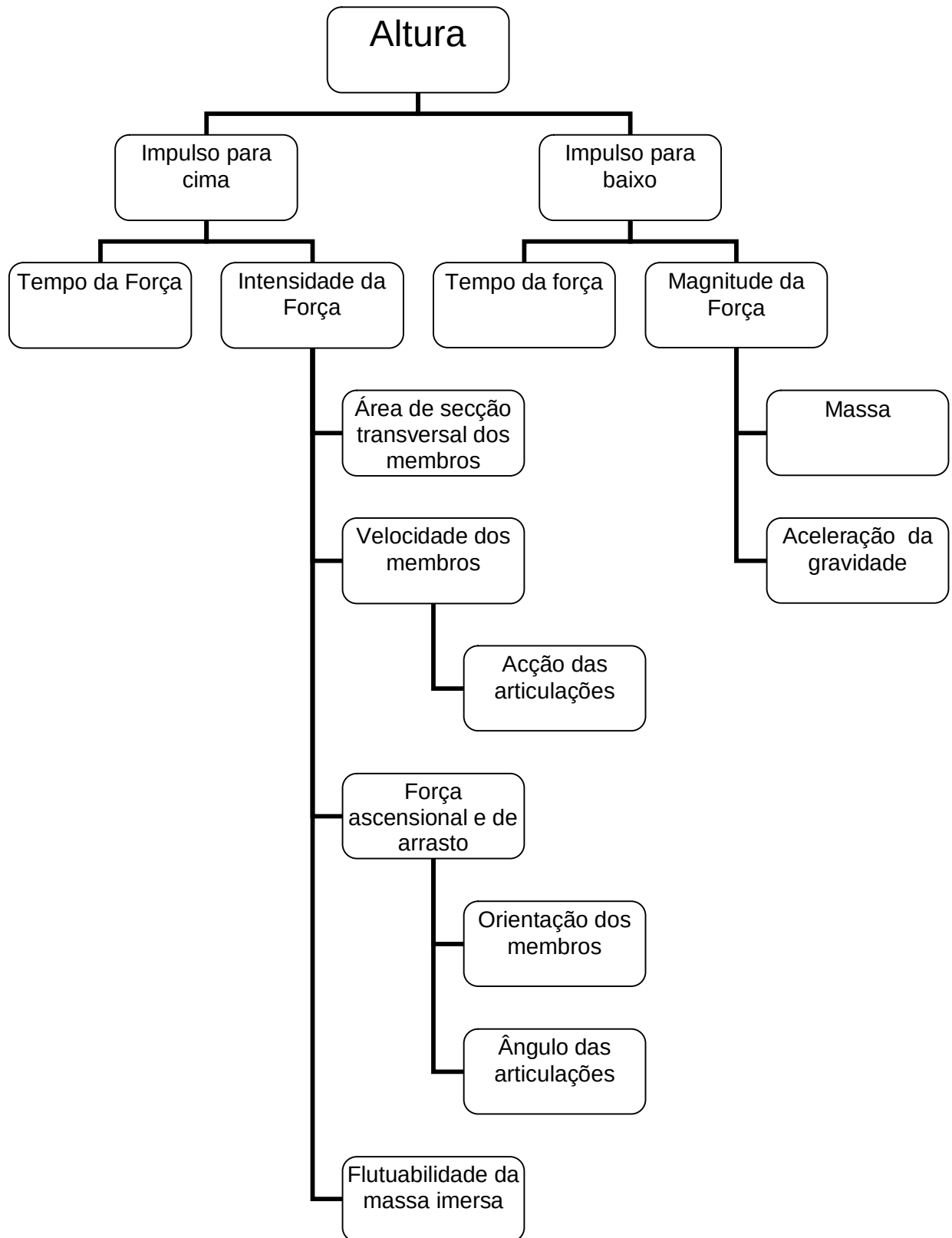


Figura 6. Factores que determinam a altura atingida na retropedalagem (adaptado de Sanders, 1999).

Velocidade do pé

Como deve ser esperado tendo em conta os princípios hidrodinâmicos, a altura mantida na Retropedalagem está fortemente correlacionada com a velocidade do pé ($r=0,85$) (Sanders, 1999). No entanto, a direcção dada ao movimento do pé é também um factor de grande importância, ou seja, uma melhor performance na Retropedalagem utiliza mais movimentos anteroposteriores e laterais, e menos movimentos verticais. Um outro factor importante é a velocidade do pé que deve ser o mais constante possível sem ter grandes variações (Sanders, 1999)

Ângulos de ataque do pé

Numa execução eficiente do movimento os jogadores geram uma força propulsiva com os pés orientados de forma que os ângulos de ataque sejam pequenos e positivos. Isto é, de forma que exista uma massa de água que atinja a parte inferior do pé no ângulo exacto, para que deste modo seja gerada uma força propulsiva preferencialmente através da força ascensional, em vez da de arrasto (Sanders, 1999).

Os intervalos onde o pé tem um ângulo de ataque negativo, isto é, quando a água passa com mais velocidade na parte superior do pé, precisam de ser minimizados pois as forças geradas contrariam o impulso positivo. Esta situação parece ocorrer quando o pé se está a elevar. Por esta razão melhores jogadores minimizam os intervalos de ângulos negativos do pé realizando movimentos mais horizontais e tendo um melhor *timing* nas acções e uma orientação apropriada do pé.

Quando a Retropedalagem é executada eficientemente, com movimento contínuo e com o *timing* apropriado da rotação medial e lateral, a corrente de água passa na parte medial (interior) do pé durante mais de metade da

duração do ciclo. O curto período em que a água passa na parte lateral do pé ocorre mais tarde no período de flexão do joelho e início da extensão enquanto o pé se move exteriormente. De forma a atingir ângulos favoráveis durante o período de movimento exterior, o tornozelo está fortemente flectido, em rotação externa e evertido. Durante o movimento anterior e interior o tornozelo está flectido e em rotação medial. Durante o movimento posterior o tornozelo está em extensão e invertido. Obviamente, de forma a manter ângulos favoráveis durante todo o movimento o *timing* das transições entre as acções do tornozelo é crítico (Sanders, 1999).

2.3. Músculos dos membros inferiores

2.3.1. Bíceps Femoris

O bíceps femoris é um flexor da coxa e abrange as articulações do quadril e do joelho conjugando a extensão da primeira com a flexão da segunda.

O bíceps femoris fica pósterio-lateralmente na coxa e possui duas inserções proximais – uma, a porção longa, que se origina na impressão ínfero-medial na área superior do túber isquiático por um tendão comum com o semitendinoso, e da parte inferior do ligamento sacrotuberal; a outra, a porção curta, do lábio lateral da linha áspera, entre o aductor magno e o vasto lateral, estendendo-se até quase o glúteus máximus, desde a linha supracondilar lateral até cerca de 5 cm do côndilo lateral, e do septo intermuscular lateral (Gray, 1999).

2.3.1.1. Acções

Como músculo femoral posterior, o bíceps femoris, agindo de cima, flexa a perna sobre a coxa. Actuando debaixo, como extensor da articulação do quadril, trás o tronco em posição erecta contra a gravidade quando é levantado de posição inclinada (Gray,1999). Quando o joelho está semiflectido, o bíceps femoris pode agir como um rotador lateral da perna ou se o pé está fixo rodar medialmente a coxa sobre a perna (Palastanga, 1998). O bíceps também gira lateralmente a coxa quando o quadril está estendido (Gray,1999).

2.3.2. Tensor Fásciae Latae

O *tensor da fásciae latae* pertence ao grupo dos músculos femorais anteriores e pode agir nas articulações do quadril e do joelho. Este origina-se dos 5 cm anteriores do lábio externo da crista ilíaca, da superfície lateral da espinha

ilíaca antero-superior, e de parte da borda da incisura abaixo desta, entre o glúteus médius e o sartórius, e da superfície profunda da fáscia lata, às quais está ligado, e termina próximo da junção do terço superior e médio da coxa (Gray, 1999).

2.3.2.1. Acções

O *tensor fasciae latae*, agindo através do tracto iliotibial, estende o joelho com rotação lateral da perna; pode também auxiliar na abdução e na rotação medial da coxa, mas a sua função como abdutor foi negada. Na posição erecta, agindo a partir de baixo, auxilia a fixar a pelve sobre a cabeça do fémur; através do tracto iliotibial, fixa os côndilos do fémur sobre a tíbia e assim ajuda a manter a atitude erecta. O tensor da fascia lata é activo na flexão da coxa (Gray, 1999).

2.3.3. O quadríceps femoral

O quadríceps femoral é o grande musculo extensor da perna, cobrindo quase toda a frente e lados do fémur. Pode ser dividido em quatro partes que têm nomes diferentes. Uma ocupa o meio da coxa e se origina no ílio; pelo seu trajecto rectilíneo, é denominada de *retus femoris*. As outras três partes originam-se na diafise femoral que é circundada por elas, com excepção da linha áspera, dos trocanteres aos condilos, lateralmente ao fémur, está o *vastus lateralis*, medialmente a ele, o *vastus medialis* e na frente, o *vastus intermédius*.

2.3.3.1. O Vastus Medialis

O *vasto medialis* origina-se da parte inferior da linha intertrocantérian, da linha espiral, do lábio medial da linha áspera, da parte superior da linha supracondilar medial, dos tendões dos adutores longo e magno, e do septo intermuscular medial. As suas fibras estão orientadas para baixo e para a

frente e estão principalmente ligadas à aponeurose na superfície profunda do músculo que se liga à borda medial da patela e ao tendão do quadríceps femoralis. Uma expansão desta aponeurose reforça a cápsula da articulação do joelho e insere-se abaixo no condilo medial da tíbia. As fibras mais inferiores são quase horizontais e formam uma saliência no indivíduo vivo, medialmente à metade superior da patela (Gray,1999)

2.3.3.2. Acções

O *vastus medialis* é um músculo fundamentalmente extensor da perna em relação à coxa. As fibras inferiores deste músculo contraem-se particularmente durante a fase terminal de extensão da articulação do joelho para reter a patela na sua corredeira na superfície patelar do fémur. Foi ainda sugerido que as fibras inferiores do vasto medial estão comprometidas em estabilizar a articulação do joelho. Estudos eletromiograficos indicam que os três vastos não são iguais e sincronicamente activos nas várias fases de extensão do joelho ou de rotação da coxa (Gray, 1999)

2.3.4. Addutor Longus

O *adductor longus* é o mais anterior dos três adutores, é triangular e está no mesmo plano que o *pectineus*. Origina-se por um tendão achatado e estreito, que se insere na frente da pube, no ângulo entre a crista e a sínfise. Logo se expande num corpo carnoso largo que caminha para baixo, para trás e lateralmente, inserindo-se, por uma aponeurose, na linha áspera no terço médio do fémur, entre o *vastus medialis* e os *adductores magnus* e *brevis*, com os quais geralmente se funde (Gray,1999)

2.3.4.1. Acções

Apesar de poder realizar a adução ampla e potente do fémur como adutor que é, o *adductor longus* é também rotador medial da coxa bem como auxilia na sua flexão na articulação do quadril (Gray,1999). Os adutores trabalham

fortemente, sinérgicos, quando o joelho e a coxa são flectidas e extendidas contra resistência (Palastanga, 1998).

2.3.5. Tibialis Anterior

O *tibialis anterior* situa-se lateralmente à tibia, é espesso e musculoso em cima, tendíneo embaixo, origina-se do côndilo lateral e da metade superior ou dos dois terços da superfície lateral da diafise tibial, da parte adjacente da superfície anterior da membrana interóssea, da superfície profunda da fáscia da perna, e do septo intermuscular entre o próprio tibialis e o *extensor digitorum brevis*. O músculo desce verticalmente para terminar num tendão na sua superfície anterior no terço inferior da perna.

2.3.5.1. Acções

O *tibialis anterior* é um dorsiflexor da articulação talocrural e inversor do pé. É mais activo quando ambos os movimentos, como na marcha. Eleva o primeiro metatársico e o cuneiforme medial e gira-os lateralmente. O seu tendão pode ser notado através da pele lateralmente à borda anterior da tibia e acompanhado para baixo e medialmente cruzando a frente do tornozelo para o lado medial do pé. É frequentemente considerado activo durante qualquer movimento que eleve o ápice do arco longitudinal do pé. A observação eletromiografica sugere que a actividade neste e em outros músculos que “suportam o arco” é mínima na posição de pé, mas parece que não há duvida de que o tibialis anterior se contrai poderosamente para aumentar o arco no desprendimento e no apoio dos dedos na marcha e na corrida (Gray,1999).

2.3.6. Gastrocnemius Medialis

Gray (1999), descreve o *gastrocnemius* como o músculo mais superficial do corpo. Origina-se por duas porções, que estão ligadas aos côndilos do fêmur por fortes tendões chatos. O medial (porção estudada neste estudo) e maior desce de uma depressão na parte superior e posterior do côndilo medial atrás do tubérculo do adutor, e de uma área ligeiramente destacada da superfície poplíteia do fêmur logo acima do côndilo medial. Origina-se da parte subjacente da cápsula da articulação do joelho. Cada porção alarga-se numa expansão tendínea que reveste a superfície posterior da sua própria parte do músculo. Das superfícies anteriores destas expansões originam-se fibras musculares, as da porção medial estendendo-se mais baixo que as da lateral. As duas massas musculares mantêm-se separadas tanto quanto as suas inserções numa larga aponeurose na superfície anterior do músculo. Esta gradualmente reduz-se e une-se ao tendão do sóleo, para formar o tendão calcanear.

2.3.6.1. Acções

O gastrocnemius, em conjunto com o soleus, é o principal plantarflexor do pé (Palastanga, 1998).

Este fornece força de propulsão na marcha, no correr, no salto (Gray,1999). Como pluriarticular, o gastrocnemius é também um poderoso flexor do joelho. No entanto, não é capaz de exercer força total nas duas articulações ao mesmo tempo. Por exemplo, se o joelho está flectido, o musculo não consegue exercer máxima força na articulação tibiotarsica e vice-versa (Palastanga,1998).

2.4. A investigação biomecânica no Pólo Aquático

No início dos anos 70, a comunidade internacional adoptou o termo biomecânica para descrever a ciência que se dedica ao estudo dos sistemas biológicos a partir de uma perspectiva mecânica, procurando medir, modelar, explicar, equacionar, categorizar e catalogar, os padrões dos movimentos das criaturas vivas (Vilas-Boas, 2004). No campo desportivo, a biomecânica consiste, segundo Hall (1991), na adaptação deste campo de pesquisa ao estudo do movimento do corpo humano em actividades desportivas. O grande objectivo do seu estudo é o incremento da performance, por exemplo, através da identificação de meios para alterar padrões de movimento humano (Vilas-Boas, 2001).

Desta forma também a EMG tem um papel importante no estudo do movimento humano, dado que a generalidade das actividades desportivas tem subjacente padrões motores altamente complexos, geralmente exacerbados não só pelas forças externas que neles actuam, como também pelos impactos e equipamentos desportivos utilizados durante o próprio movimento (Clarys e Cabri, 1993). O estudo EMG do padrão do movimento desportivo é, portanto, a expressão dinâmica do envolvimento de músculos específicos que detêm uma participação própria nesse mesmo movimento.

Apesar da existência de publicações e artigos ligados ao treino da técnica e tática no pólo aquático, estudos de fundo e literatura científica com base na investigação é limitada.

Os primeiros estudos focam-se nas características morfológicas dos jogadores (Hebbelinck, 1975), nos aspectos ligados ao arrasto e propulsão nos elementos de jogo (Clarys, 1979) e na biomecânica da retropedalagem, crol de pólo aquático e remate (Clarys, 1983; Davis, 1977).

Na área da biomecânica há a realçar alguns trabalhos de Sanders (1999) onde é estudada a biomecânica da Retropedalagem.

Como é evidente existe ainda uma vasta área a explorar e a questionar no estudo desta modalidade.

2.5.1.1. Electromiografia

2.5.1.1.1. Perspectiva histórica

O mecanismo explicativo da complexidade do movimento animal e humano provocou sempre grande curiosidade e uma persistente procura de conhecimento pela parte de muitos cientistas (Clarys e Alewaeters, 2003). Para compreender o desenvolvimento da EMG é importante, senão mesmo imperativo, ter uma visão do desenvolvimento desta, que precisou de cerca de 300 anos para imergir como uma metodologia de investigação independente (Clarys, 2000). A razão pela qual demorou tanto tempo para adquirir este status teve a ver com as diferentes direcções que a EMG tomou durante o seu desenvolvimento, cada uma com diferentes abordagens e técnicas analíticas (Clarys, 2000). No entanto, sabemos que a detecção e/ou a estimulação da actividade muscular é um dos “actos científicos” mais antigos (Clarys e Alewaneters, 2003), já em 1658 Swammerdam descreveu diferentes experiências no músculo, irritação nervosa, despolarização e contracção, seguido de Croone, em 1666 que concluiu através da secção de nervos que o cérebro envia sinais para os músculos causando contracção muscular (Herzog et al., 1994), mas foi Francesco Redi, em 1666, que fez a primeira dedução documentada de que os músculos geram electricidade (Basmajian e De Luca, 1985). No entanto, apenas mais tarde foi observada, por Duverney, em 1679, e por Jallabert, em 1750, e em 1792 por Galvani (Clarys e Cabri, 1993), o efeito da electricidade nos músculos. Porém só em 1838, Matteucci obervou que correntes eléctricas eram originadas nos músculos, mostrando, em 1844, a existência de um potencial de acção (Basmajian e De Luca, 1985). Entusiasmado com o seu trabalho, Du Bois Reymond, em 1849, estudou a contracção voluntária no ser humano, detectando actividade eléctrica, percebendo também o papel da impedância da pele na recepção do sinal eléctrico produzido pelo músculo (Basmajian e De Luca, 1985). Em 1890, Marey introduziu o termo electromiografia (Clarys, 2000).

Acompanhando o desenvolvimento do conhecimento científico nesta área o avanço tecnológico proporcionou evoluções do material, sendo que, em

1907, utilizou-se um eléctrodo de superfície metálico e apenas passados quase quatro décadas Herbert Gasper construiu o primeiro electromiógrafo, em 1944. Em 1985, Basmajian e De Luca resumiram o conhecimento existente e a pesquisa sobre a função muscular, revelada pelos estudos electromiográficos.

2.5.1.1.2. Definição e perspectiva geral

A electromiografia, método de estudo da função muscular (Clarys e Cabri, 1993; Herzog et al., 1994; Acierno et al., 1995; Correia et al., 1995; Birrer, 1986; Hall, 1991; Rouard et al., 1997; Amorim et al., 1999; Amadio e Araújo, 1999; De Luca, 2002; Caty et al., 2006) consiste no registo da actividade eléctrica muscular, a qual, por sua vez, se espera ser proporcional ao nível de activação muscular e dentro de determinados limites, ao nível da força (relativa) produzida pelo músculo em questão. Nesta perspectiva, a EMG, parece ter um elevado potencial como solução indirecta para a muito vasta problemática da avaliação interna de parâmetros biomecanicamente relevantes, como são a intensidade da participação de determinado músculo ou, inclusivamente, a força que ele possa estar a desenvolver (Vilas-Boas, 2004).

O fenómeno electrofisiológico na membrana celular reflecte, o estado activo das células vivas. Neste sentido, o electromiograma está relacionado com a complexa activação dos músculos esqueléticos que resulta na produção de força estática e dinâmica e controlo de movimento.

Com eléctrodos maiores, a actividade de grupos de células musculares e músculos completos podem ser observados, estes sistemas não invasivos, realizam a gravação do potencial gerado por todas as células musculares dentro de um corpo condutor. Também neste campo novos desenvolvimentos na metodologia de aquisição relativa aos eléctrodos e ao processamento do sinal, bem como a modelação do sinal de EMG estão em progresso para a melhoria da sua interpretação. Mais recentemente, o desenvolvimento de eléctrodos tem focado múltiplos sistemas combinados com novas técnicas de processamento do sinal para a EMG de superfície (EMG sup). Também novos

métodos de modelar o sinal electromiográfico têm oferecido não apenas novos olhares sobre a origem do sinal, mas também um melhor entendimento dos factores de interferência no sinal (Rau et al, 2004). Segundo De Luca (1997), o sinal electromiográfico pode ser afectado por factores intrínsecos ou extrínsecos. Os intrínsecos são as características fisiológicas, anatómicas e bioquímicas do músculo e os extrínsecos estão associados com a estrutura dos eléctrodos e a sua colocação na superfície da pele, sobre o músculo, no caso da electromiografia de superfície. Desta forma, nos estudos com EMG, é de fundamental importância, para uma leitura fidedigna, o espaçamento entre eléctrodos, a sua localização e orientação, a amplificação realizada, a filtragem de artefactos mecânicos, como o envelhecimento do equipamento, da própria rede eléctrica, a instabilidade do equipamento de registo e a obtenção de sinais de outros músculos que não aquele que se pretende estudar (crosstalk).

Na figura 7, pode observar-se as componentes do músculo e técnicas de recolha do sinal, tendo em conta essas mesmas componentes.

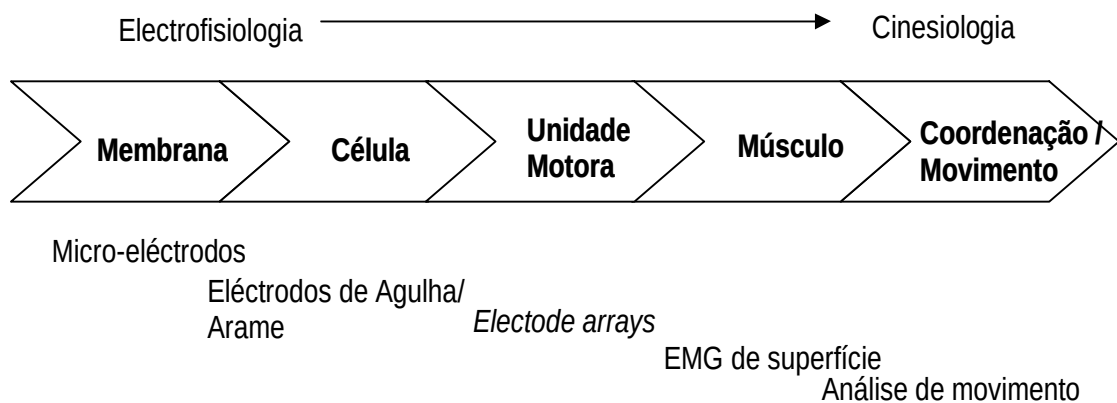


Figura 7. Componentes do músculo e técnicas de recolha do sinal (adaptado de Rau et al., 2004).

EMG é o termo genérico que expressa o método de registo da actividade eléctrica de um músculo quando realiza uma contracção (Amadio e Duarte, 1996) e de registo das mudanças no potencial eléctrico que o músculo gera em cada contracção provocada pelo impulso nervoso motor (Bartlett, 1997).

Bartlett (1997) salienta que a EMG nos fornece informações sobre o tempo e sequência de actividade de vários músculos no movimento desportivo e que também pode ser utilizada para validar informações acerca da actividade muscular exercida no sistema músculo-esquelético humano.

No entanto, Clarys e Cabri (1993) vão mais além e referem que esta permite verificar o funcionamento muscular em determinados movimentos e posturas, realizar estudos da actividade muscular em desportos complexos, movimentos de reabilitação e de ocupação. Para estes, a EMG permite ainda o estudo das contracções isométricas, avaliação da actividade muscular funcional e anatómica, estudos de coordenação e sincronização, verificar a especificidade e eficiência de programas de treino, estudos sobre fadiga e, finalmente, estudos relacionados com a análise da relação força muscular / EMG.

A EMG é actualmente, segundo Correia et al. (1993), uma técnica privilegiada no estudo do movimento humano, assumindo-se como ligação metodológica fundamental entre os fenómenos neurais implicados no controlo do movimento e suas consequências mecânicas.

Assim, o processo de interpretação do electromiograma possibilita uma visão da coordenação muscular e de alguma forma pode apresentar uma correlação com os fenómenos internos, daí a realização de alguns trabalhos na tentativa de esclarecer a relação da electromiografia com as respostas da força muscular (Amadio e Duarte 1996). Apesar destes estudos a relação com a força, neste contexto, ainda está por esclarecer (Correia et al., 1993; De Luca, 1997).

O sinal EMG tem hoje um significado mais claro graças à investigação centrada na relação entre a EMG e a força muscular. A importância dos estudos realizados nesta área vai bem mais além da própria fisiologia, já que possibilita a validação da utilidade do sinal mioeléctrico em aplicações

múltiplas. Há uma óbvia procura, em campos como o desporto, ergonomia e reabilitação, duma determinação objectiva da força muscular, no sentido de quantificar a *performance* muscular no homem.

A tentativa de validação da EMG como forma de quantificar o trabalho muscular tem dado origem, nos últimos 40 anos, à publicação de inúmeros trabalhos experimentais centrados na relação entre a magnitude do sinal EMG e o trabalho mecânico produzido pelo músculo (Correia et al., 1998).

A relação linear entre EMG e força foi verificada por um conjunto amplo de autores em contracções estáticas. No entanto, esta relação linear está longe de ser pacífica e não é unânime nos estudos realizados, nem para todos os músculos estudados, quando falamos de contracções dinâmicas (Correia et al., 1998). Obviamente que o desejável seria uma simples equação que exprimisse esta relação. No entanto, a realidade desta relação é bem mais frágil do que seria pretendido (De Luca, 1997).

As grandes diferenças metodológicas e terminológicas, os diferentes tipos de trabalho mecânico implicados nas tarefas estudadas e a variabilidade que caracteriza o sinal EMG são, só por si, razões suficientes para explicar a relativa heterogeneidade nos resultados obtidos pelos diferentes autores. Uma listagem dos factores que influenciam a relação entre EMG e força é necessariamente longa. Entre os factores mais significativos, susceptíveis de interferir nessa relação, realçam-se as condições técnicas de recolha e processamento, os aspectos da coordenação intra e intermuscular, as propriedades mecânicas e elásticas e os percentuais dos diferentes tipos de fibras do músculo estudado, o tipo e velocidade de contracção, o *input* neural de origens diversas, as condições de fadiga e ainda factores individuais como a quantidade de tecido adiposo subcutâneo, a idade, treino, ou motivação. (Correia et al., 1998). Para além disso existem diversas formas de interpretar a força via electromiografia.

2.5.1.1.3. Electromiografia e contracção muscular

Como já referido anteriormente, a electromiografia tem como fundamento o estudo da actividade neuromuscular proporcionando a

representação gráfica da actividade eléctrica do músculo (Correia e Mil-Homens, 2004). O sinal EMG é, assim, a manifestação eléctrica da activação neuromuscular associada à contracção muscular (Basmajian e De Luca, 1985).

A contracção muscular e a produção de força são provocadas pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior do mecanismo muscular, sempre em resposta a um estímulo electroquímico (Herzog, 1994). O deslizamento dos filamentos é provocado por um fenómeno eléctrico conhecido como potencial de acção. O potencial de acção resulta da mudança no potencial da membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular, durando possivelmente apenas 1 milissegundo (Brooks et al., 1995). O registro dos padrões de potenciais de acção é denominado eletromiografia. O registro por si só denomina-se eletromiograma. A eletromiografia regista um fenómeno eléctrico que está casualmente relacionado com a contracção muscular (Kumar e Mital, 1996).

Desta forma, a interpretação técnica da eletromiografia está baseada no fenómeno de relação electromecânica do músculo de excitação-contracção. Sinais eléctricos gerados no músculo podem conduzir ao fenómeno da contracção muscular, potenciais de acção simples, ou em salva, atravessam a membrana muscular (sarcolema). Essas diferenças de potencial viajam profundamente dentro das células musculares através dos túbulos t. Os túbulos t são invaginações da membrana muscular dentro das células musculares, ou extensões internas da membrana celular (Guyton, 1992). Tais invaginações são numerosas e ocorrem na junção das bandas claras e escuras das miofibrilas e as circundam como um anel no dedo. Estes anéis estão interconectados com os anéis das miofibrilas vizinhas formando um extensivo sistema de túbulos. Tal organização permite que o potencial eléctrico viaje até às mais profundas partes do músculo, quase que instantaneamente, em toda a membrana celular (Brooks et al., 1995). Estes potenciais de acção são o gatilho que liberta iões de cálcio do retículo sarcoplasmático para dentro do citoplasma muscular. Eles são, aliás, causados pelo súbito aumento da permeabilidade dos iões de sódio (Na^+) (Brooks et al., 1995), o que leva a um *feedback* positivo, aumentando o influxo de Na^+ , o que produz ainda uma elevação maior do potencial de membrana e, conseqüentemente, de acção. Para isto é

necessário atingir um limiar, bem como se torna necessário celeridade no processo para que não ocorra acomodação da membrana (Guyton, 1992). Estes íões de cálcio são assim, os responsáveis pela facilitação da contracção muscular, que se manifesta pela movimentação dos membros do corpo e a geração de força (Kumar e Mital, 1996).

2.5.1.1.3.1. Fisiologia básica da excitabilidade das membranas

A actividade eléctrica está relacionada com a vida das células. Qualquer célula para permanecer viva necessita de uma determinada actividade eléctrica que regule as suas relações com o meio no qual está inserida. Toda a actividade eléctrica das células tem sua origem no facto de serem envolvidas por uma membrana bi-lipídica (a membrana celular), que representa uma barreira que previne que os fluidos dos espaços intra e extracelular se misturem. A membrana também possui estruturas que permitem o intercâmbio de substâncias específicas e informação entre os compartimentos. As proteínas que se encontram inseridas na membrana tem um papel importante no processo de comunicação entre os compartimentos. Funcionalmente distinguem-se dois grupos de proteínas, as transportadoras e as receptoras. As transportadoras permitem a passagem de substâncias através da membrana e são altamente específicas para uma ou para um pequeno grupo de substâncias, são denominadas como carregadoras, bombas ou canais de membrana, de acordo com suas características particulares. Os receptores combinam-se especificamente com certas moléculas, como as hormonas, e servem para a transferência de informação através da membrana (Kumar e Mital, 1996).

A constituição dos fluidos intra e extracelular é diferente, em particular com relação aos íões. A distribuição desigual dos íões resulta numa diferença de potencial eléctrico conhecido como potencial de membrana. O potencial de membrana para a maioria das células fica nos -90mV (Guyton, 1992). No entanto, pode-se encontrar entre -60 e -90 mV (Kumar e Mital, 1996). O interior da célula é negativo com relação ao meio externo. Ligeiras variações ocorrem como resultado das mudanças na composição iónica dos fluidos. Um

comportamento completamente diferente está associado contudo à chamada excitabilidade de membrana, encontradas nos nervos e nas células musculares. O potencial de membrana destas células, iniciando a partir do potencial de repouso (-90 mV), pode mudar em milissegundos para aproximadamente +35 a +40 mV, dentro de intervalo de tempo da ordem de 1/10000 de segundo (Guyton, 1992). Essa rápida mudança no potencial transmembrana é denominada potencial de acção. Os potenciais de acção são responsáveis por rápida transferência de informação e, nos músculos, eles têm a tarefa de iniciar a contracção muscular (Kumar e Mital, 1996). Existem diferenças de potencial eléctrico através das membranas de praticamente todas as células do corpo, e algumas células, como as nervosas e musculares, são “excitáveis”, isto é, capazes de autogerar impulsos electroquímicos nas suas membranas e, na maioria dos casos, utilizar esses impulsos para a transmissão de sinais ao longo das membranas (Guyton, 1992).

Os sinais eléctricos observados na eletromiografia estão directamente relacionados com os potenciais de acção do músculo.

Podemos observar na Figura 8, os principais passos do processo de excitação, condução do estímulo e contracção da fibra muscular.

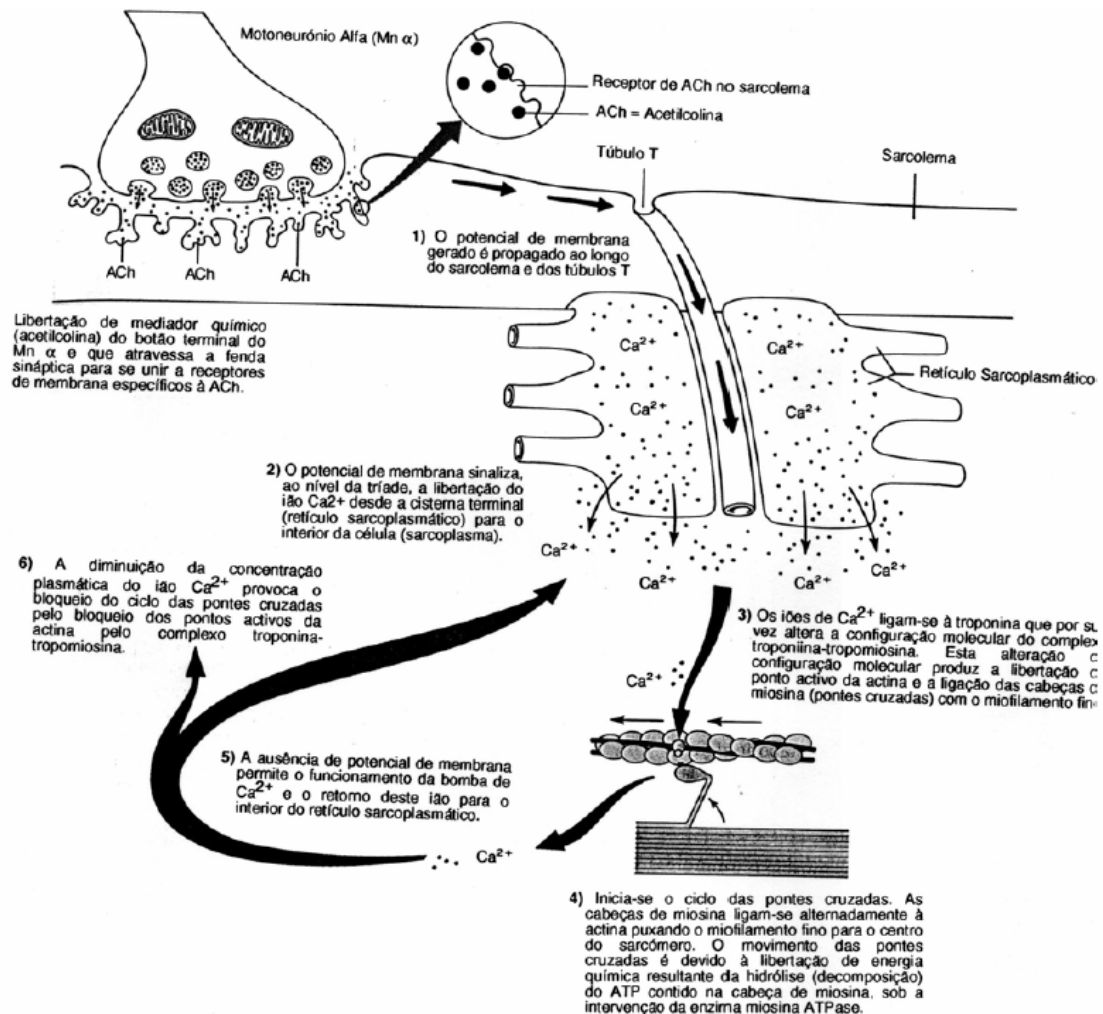


Figura 8. Principais passos do processo de excitação, condução do estímulo e contracção da fibra muscular (Adaptado de Wilmore e Costill, 2000).

2.5.1.1.3.2. Fundamentos da Electromiografia

A unidade estrutural da contracção muscular é a célula muscular, ou fibra muscular. Pode ser descrita como um fio finíssimo que tem até 30 cm de comprimento e uma espessura de 10 to 100 μm . Ao se contrair diminui seu comprimento de repouso em até 57%. As fibras de um músculo não sofrem um encurtamento uniforme e contínuo durante a contracção muscular, na realidade experimentam mudanças muito rápidas. A contracção de aparência uniforme é a soma de todas essas mudanças rápidas. É provável que as fibras jamais se contraíam de forma individual no mamífero normal mas sim em pequenos grupos que são as unidades motoras (Basmajian e De luca, 1985).

Normalmente as unidades motoras sofrem uma enérgica contracção quando recebem impulsos nervosos de diversas frequências, em geral menores do que 50 por segundo. A quantidade de fibras que constituem uma unidade motora varia muito. Músculos que controlam movimentos finos como os movimentos do ouvido, globo ocular e laringe possuem menor quantidade de fibras por unidade motora (menos que 10 por unidade) enquanto que os músculos das extremidades, que participam de movimentos grosseiros, possuem mais (Basmajian e De luca, 1985). Até os fascículos maiores de fibras musculares são muito pequenos e a contracção vigorosa de um músculo esquelético requer a contracção de muitas destas unidades motoras. O princípio fundamental que rege a contracção é que tem que haver uma assincronia total das contracções das unidades motoras, imposta por salvas assincrónicas de impulsos que descem por múltiplos axónios. O resultado desta constante afluência de breves contracções de distintas frequências dentro de um músculo constitui uma tracção uniforme. Em determinados transtornos as contracções sincronizam-se e produzem tremor visível. As fibras de uma unidade motora podem estar disseminadas e misturadas com as fibras de outras unidades motoras, conseqüentemente em cortes histológicos transversais as fibras observadas raramente correspondem a uma única unidade (Kumar e Mital, 1996).

2.5.1.1.3.3. Potencial de Acção da Unidade Motora

O processo de excitação da célula muscular, iniciado ao nível do motoneurónio alfa e que culmina com a activação das proteínas contrácteis (actina e miosina), passa pela alteração desse potencial de repouso induzido pelo mediador químico libertado na placa motora – acetilcolina (ACh) (McArdle et al., 1996) e vai povocar a propagação pela fibra de uma onda contrátil que dá lugar a uma breve contracção seguida de um rápido e completo relaxamento. Este processo dura desde milisegundos até 0,2s dependendo do tipo de fibra (rápida ou lenta). Durante a contracção, gera-se um minúsculo potencial eléctrico que dura 1, 2 ou até 4 milisegundos e se dissipa pelos

tecidos circunvizinhos. Como não são todas as fibras da unidade que se contraem exactamente ao mesmo tempo (algumas apresentam um atraso de alguns milissegundos), o potencial que se desenvolve na contracção de uma unidade motora prolonga-se de 5 a 12ms. O resultado da contracção de uma unidade motora é uma descarga eléctrica com duração média de 9ms e uma amplitude total medida em microvolts (mV) com eléctrodos de agulha. Com eléctrodos de superfície as durações prolongam-se porque os potenciais propagam-se.

A maioria dos potenciais de uma unidade motora estão próximos de 500 mV. Quando observados num osciloscópio, ou outro dispositivo similar, parecem uma espiga aguda que pode ser bifásica ou trifásica. Quanto maior potencial registado, maior a unidade motora que o gerou. Porém, na dimensão final, intervêm factores que complicam o traçado, como a distância entre os eléctrodos e a unidade motora, o tipo de eléctrodo e o equipamento utilizado. Embora o potencial da unidade motora seja relativamente curto, o tempo de acção muscular surpreende pelo prolongado que é. Até as unidades de fibras rápidas têm uma contracção várias vezes mais prolongada do que o potencial que acompanha esta. As unidades motoras lentas podem demorar até um décimo de segundo, ou mais, para se relaxarem após cada contracção. No geral aceita-se, no homem, o limite superior de activação das unidades motoras em 50 por segundo. Em condições normais, os potenciais mais baixos aparecem como uma leve contracção e a medida que aumenta a força recrutam-se potenciais cada vez maiores e as frequências de descarga aumentam em todas as unidades motoras. Isto denomina-se recrutamento normal. Em casos de paralisia parcial os potenciais menores não aparecem, talvez porque só sobrevivem unidades motoras grandes.

O potencial de acção da unidade motora (MUAP) representa a fusão de todos os potenciais das fibras individuais dentro de um limite de tempo prefixado. O potencial recolhido não é, no entanto, o verdadeiro potencial de acção muscular, mas sim um fenómeno eléctrico consecutivo à sua passagem (De Luca, 2002).

2.5.1.1.4. Tipos de Electromiografia

São actualmente utilizadas duas formas distintas de recolher os sinais electromiográficos: EMG de superfície e EMG de profundidade (EMG pro). A diferente forma de recolher o sinal traduz-se em registos electromiográficos com significado distinto e, conseqüentemente, com utilização em áreas diversas (Correia e Mil-Homens, 2004).

2.5.1.1.4.1. Electromiografia de Superfície

Os potenciais que ocorrem no sarcolema das fibras activas são conduzidos pelos tecidos e fluidos envolventes até à superfície da pele, captando a soma da actividade eléctrica de todas as fibras musculares activas (Basmajian e De Luca, 1985). Caracteriza-se por ser um método não invasivo e de fácil execução (Thomas et al, 1999), que fica assim ligado à pele (Dainty e Norman, 1987) por cima do músculo que se pretende estudar (Herzog et al., 1994).

A EMG de superfície é de fácil manuseamento e controlo para o experimentador, grande conforto para o executante (Correia et al., 1993) e possibilita uma análise global do comportamento dos músculos (Acierno et al., 1995) pela EMG de superfície. Assim se justifica, não obstante as suas limitações (Basmajian e De Luca, 1985), como sejam, não ser suficientemente selectivo para músculos pequenos, portanto fornece pouca informação sobre o comportamento das UM individuais e apresenta alterações mais pronunciadas das características do sinal detectado (Dainty e Norman, 1987; Acierno et al., 1995). Contudo, Correia e Mil-Homens (2004) recomendam a sua utilização para áreas como o estudo cinesiológico e neurofisiológico dos músculos superficiais, a relação com a força e outros parâmetros biomecânicos ou em estudos psico-fisiológicos. Clarys (2000), refere que a maioria dos cientistas ligados ao fenómeno desportivo utilizam a EMG de superfície.

Para além disso apresentam maior reprodutibilidade dos sinais registados (Acierno et al., 1995).

2.5.1.1.4.2. Electromiografia de Profundidade

A EMG pro baseia-se na colocação de eléctrodos, de agulha ou arame (Acierno et al., 1995), no interior do músculo, em contacto directo com as fibras musculares (Herzog et al., 1994). O registo obtido é resultado dos potenciais de acção de um conjunto de fibras musculares localizadas na proximidade do eléctrodo de detecção. Até porque as fibras das diferentes UM se encontram espacialmente misturadas umas com as outras, o potencial recolhido neste tipo de EMG não corresponde ao potencial de uma UM histológica, mas sim a uma soma de variações de potencial de um conjunto de fibras (Correia et al., 1998). Os eléctrodos à disposição da EMGpro, são mais selectivos, não permitindo alterações acentuadas do sinal detectado, pelo facto de ser um método invasivo (Basmajian e De Luca, 1985), contudo as suas vantagens podem também tornar-se desvantagens, não sendo assim, representativa da actividade total do músculo (Acierno et al., 1995), permitindo que ocorra deslocamento dos eléctrodos produzido pela contracção muscular (Basmajian e De Luca, 1985).

2.5.1.1.5. Definições do Sistema: aplicações a que se destina

Desde a 2ª Guerra Mundial generalizou-se o recurso à EMG que hoje em dia se consubstancia numa técnica utilizada por variadíssimos campos (Correia et al., 1998), que vão desde a Anatomia, à Reabilitação, Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Medicina Vocacional, Odontologia, Psicologia, e no Desporto e Educação Física, sendo que Thomas et al. (1999), refere que existem diversas áreas onde a EMG pode ser aplicada referindo-as como sendo: (1) na detecção do sinal mioeléctrico para posterior análise e determinação de disfunção ou anormalidades, (2) em ergonomia, comparando posturas e movimentos, (3) em tratamentos fisioterapêuticos na observação da recuperação de um determinado feixe muscular e (4) no Desporto, determinando a situação muscular de atletas. Podemos então distinguir à partida, dois grandes tipos de aplicação e utilização da EMG: a EMG clínica e a EMG cinesiológica (Clarys e Cabri, 1993).

Em consequência, o desenvolvimento do sistema de aquisição e processamento de sinais electromiográficos que preconizamos tem, necessariamente, que atender à especificidade da investigação que se faz (De Luca, 2002). Conforme o descrito anteriormente Correia e Mil-Homens (2004) referem algumas condições para os estudos nas áreas cinesiológicas:

- i. O sinal EMG deve ser recolhido com eléctrodos de superfície (a fim de evitar o método invasivo de recolha do sinal EMG);
- ii. O sistema deve permitir a realização de estudos de campo com alteração mínima das condições reais de execução e sem limitações na mobilidade do sujeito – o tipo de sistema que parece melhor se adaptar a esta exigência é a telemetria;
- iii. Todo o conjunto formado pelos eléctrodos, cabos e amplificadores, deve apresentar características que permitam evitar artefactos mecânicos (inerentes ao estudo de movimentos de grande amplitude e potência) durante a recolha do sinal EMG, possibilitando um registo da actividade mioeléctrica sem interferências;
- iv. O sinal EMG analisado isoladamente tem pouco significado fisiológico. Em consequência, o sistema deve permitir a recolha sincronizada de outros sinais que permitam relacionar o sinal EMG com parâmetros inerentes à acção;
- v. O processamento do sinal EMG é algo que não reúne consenso entre os autores especialistas. São vários os passos necessários de forma a permitirem uma análise qualitativa e quantitativa do sinal. Esses passos variam em função do objectivo do estudo, podendo estar ausentes ou assumir formas diversas de condição para condição. O sistema que preconiza deve permitir, de uma forma prática, a realização dos passos de processamento necessários. Não obstante, dado o largo espectro de aplicações possíveis com exigências distintas, pretende-se, tal como já foi referenciado anteriormente, um sistema de processamento aberto e

versátil, que permita ao investigador optar pela metodologia mais adaptada às características do estudo que se pretende realizar.

2.5.1.1.6. Recolha do Sinal EMG

2.5.1.1.6.1. Detecção do Sinal

Os sinais EMG são detectados por eléctrodos, sendo estes o instrumento básico desta técnica, medindo a actividade eléctrica do músculo (Amadio e Duarte, 1996). Um eléctrodo é um aparelho onde uma corrente eléctrica entra ou deixa um electrólito (Acierno et al., 1995), isto é, é o ponto de conexão entre um corpo e o respectivo sistema de recolha.

Os eléctrodos podem ser agrupados em quatro categorias distintas, as duas primeiras, em função do contacto com o corpo, referem-se aos eléctrodos invasivos, dentro do músculo, e aos eléctrodos não invasivos, à superfície do músculo. As duas restantes categorias são concernentes à presença (activos) ou ausência (passivos) de um local electrónico de pré-amplificação. Em seguida, procederemos a uma explicação mais detalhada dos diferentes tipos de eléctrodos.

2.5.1.1.6.1.1. Eléctrodos de Superfície

O eléctrodo de superfície é um sensor constituído por duas partes distintas: superfícies de detecção, normalmente metálicas, que ficam em contacto com a pele e captam o sinal mioeléctrico, e toda a estrutura que as envolve e suporta. De acordo com Winter (2005), as superfícies de detecção mais utilizadas nos eléctrodos de superfícies são as de prata, dado apresentarem uma polarização bastante estável, embora eléctrodos de ferro ou platina também ofereçam uma boa estabilidade, contudo qualquer combinação metal/gel conseguirá fazer a detecção (Acierno et al., 1995). A área de superfície de detecção afecta não só a impedância, como também o volume de

detecção do eléctrodo – quanto maior for essa superfície, menor a impedância e maior o volume de detecção.

Desta forma e como já foi referido anteriormente, uma vez que os eléctrodos de superfície dispõem de uma área de detecção alargada, não são considerados como sendo selectivos (Acierno et al., 1995), ao invés, eles são utilizados na recolha de índices de actividade muscular elevados.

Uma vez que no nosso estudo serão utilizados eléctrodos de superfície, respeitando todas as indicações dadas para estudos nestes âmbitos, não serão abordados os eléctrodos de profundidade.

2.5.1.1.6.1.2. Configuração dos Eléctrodos

Existem basicamente duas técnicas diferentes para recolher o EMGsup: monopolar e bipolar (Basmajian e De Luca., 1985). Na configuração monopolar apenas um eléctrodo é colocado na pele por cima do músculo a investigar (Pezarat et al., 1998). Este eléctrodo detecta o potencial eléctrico relativamente a um eléctrodo de referência colocado num local onde não é afectado pela actividade eléctrica gerada pelo músculo a ser estudado. Esta configuração é utilizada fundamentalmente em ambientes clínicos e o principal problema que apresenta é a sua fraca resolução espacial (Basmajian e De Luca, 1985), toda a diferença de potencial eléctrico entre o eléctrodo de referência e o de detecção é recolhida e registada (Herzog et al., 1994), incluindo sinais não pretendidos como os provenientes de outros músculos.

Maior resolução espacial e aumento da rejeição de ruído pode ser obtida com configuração bipolar (Basmajian e De Luca, 1985). Neste tipo de configuração, diferenças de potencial na pele são detectadas por duas superfícies em relação a um eléctrodo de referência (eléctrodo terra), colocado num ponto neutro em relação ao músculo estudado (Acierno et al., 1995). Os dois sinais captados nas superfícies de detecção são posteriormente enviados para um amplificador diferencial onde a diferença entre os dois eléctrodos é amplificada, sendo assim eliminado o sinal comum antes da amplificação.

O sinal depois de recolhido tendo em consideração os factores que afectam o sinal de EMG, os eléctrodos (configuração, ponto motor, orientação

da fibra, etc.), número de unidades motoras activadas, o tipo de fibra, o ph, a circulação sanguínea, diferentes filtros dos eléctrodos, velocidade de condução, *crosstalk*, interacção entre fibras musculares, frequência de disparo da unidade motora, estabilidade do recrutamento (De Luca, 1997), será processado, ou seja, tratado através de um conjunto de técnicas para que seja possível medir com fiabilidade os valores obtidos, de modo a que posteriormente seja possível a sua análise.

2.5.1.1.6.1.3. Colocação dos Eléctrodos

Existe alguma controvérsia na literatura científica quanto à localização dos eléctrodos de superfície em relação ao eixo longo do músculo (Araújo e Amadio, 1996). Enquanto alguns autores sugerem a localização dos eléctrodos no ponto médio entre as inserções musculares (Amadio e Duarte, 1996), outros sugerem a colocação no ponto motor (Dainty e Norman, 1987). Outros sugerem ainda que essa colocação seja feita num ponto médio entre o ponto motor e a inserção distal do músculo a ser examinado (Oliveira et al., 1998; Bull et al., 1999). Este é um aspecto importante, uma vez que a amplitude e frequência do sinal é afectada pela localização dos eléctrodos. Desta forma, De Luca (1997), defende que a colocação deverá ser no centro do ventre muscular.

2.5.1.1.6.1.4. Distância entre Eléctrodos

A distância entre os eléctrodos constitui-se como um factor determinante a considerar, uma vez que influencia decisivamente o sinal obtido (Pezarat Correia et al., 1998). Neste contexto, Basmajian e De Luca (1985), De Luca e Knaflitz (1990) e Hermens et al. (1999), propõem a distância de 20 milímetros entre os dois eléctrodos. É sugerida ainda a colocação dos eléctrodos tendo em conta a forma e volume dos diferentes músculos corporais (De Luca, 1990).

2.5.1.1.6.1.5. Eléctrodos Passivos e Eléctrodos Activos

Tal como foi referido anteriormente, os eléctrodos poderão ainda ser activos, onde a impedância é grandemente aumentada (Figura 9), ou passivos, que consistem numa superfície de detecção que capta o sinal da pele através da interface pele-eléctrodo, não sendo pré-amplificados. (Basmajian e De Luca, 1985). Os eléctrodos de superfície utilizados são frequentemente passivos, isto é, limitam-se a detectar a actividade mioeléctrica e enviá-la posteriormente, por cabo (ou por telemetria), para um amplificador (Correia e Mil-Homens, 2004).

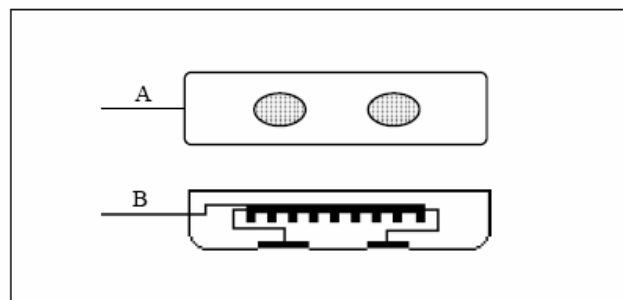


Figura 9. Representação esquemática de um eléctrodo activo com pré-amplificador no interior (Adaptado de Pizarat Correia, 2000).

Os eléctrodos activos distinguem-se, pelo facto de conterem no interior da própria estrutura de suporte um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal logo após o contacto com a pele. Toda a sua estrutura torna-os menos sensíveis à impedância da interface eléctrodo-pele, tornando-se mais resistente às interferências electromagnéticas (Acierno et al., 1995).

2.5.1.1.6.1.6. Cuidados a ter durante a recolha

Vários foram os autores que descreveram os cuidados a ter durante a recolha. Neste sentido, foram-se criando algumas normas, que são expressas pela SENIAM, recomendações europeias para EMG de superfície (SENIEM, 1999):

- i. **Pele:** As propriedades eléctricas da pele influenciam a detecção dos potenciais eléctricos, à superfície, dos músculos. Em consequência, é necessário preparar a pele adequadamente, de forma a reduzir a

impedância do conjunto eléctrodo/pele (retirando-se todos os pelos nas zonas a avaliar, esfregando-se de forma abrasiva e limpando-se posteriormente, com a aplicação de álcool etílico);

- ii. **Local:** O local onde os eléctrodos são colocados influencia também a qualidade do sinal recolhido (como foi apresentado anteriormente). Nas contracções dinâmicas, os eléctrodos devem ser colocados o mais próximo possível do meio do ventre muscular;
- iii. **Orientação:** A orientação das duas superfícies de detecção influencia a obtenção do sinal EMG. A orientação frequentemente utilizada é a longitudinal, onde a linha que une as duas superfícies de detecção deve ser paralela à orientação das fibras musculares, assumindo que a orientação das fibras é linear e que as mesmas são paralelas umas às outras;
- iv. **Fixação:** Para assegurar uma boa conexão entre os eléctrodos e a pele, sugere-se a utilização de fitas adesivas que exerçam pressão constante sobre os eléctrodos, reduzindo assim ao mínimo, a impedância eléctrica entre essas duas estruturas.

2.5.1.1.6.1.7. Tipos de Interferências no Sinal EMG

Na recolha dos sinais EMG através dos eléctrodos de superfície, surge um conjunto de interferências de diversa ordem, que poderão ser recolhidas e amplificadas com o sinal EMG (Herzog et al., 1994):

- i. **Artefactos Mecânicos:** Alterações, de baixa frequência, da linha base. Tal deve-se ao movimento dos eléctrodos e cabos de ligação, sendo mais frequentes nos movimentos mais amplos e mais rápidos (De Luca, 1990).
- ii. **Sinosóides de 50 ciclos:** Sinosóides com frequência de 50 ciclos por segundo, que provêm de aparelhos eléctricos vizinhos (Winter, 1979).
- iii. **Electrocardiograma:** Quando os eléctrodos são colocados em músculos próximos do coração (Winter, 1979).

- iv. **Crosstalk:** Recolha de sinais de outros músculos que não se pretende estudar (Basmajian e De Luca, 1985).

2.5.1.1.6.1.8. Amplificação do Sinal

Winter (2005) mostra-nos, referindo vários exemplos, a diminuta voltagem dos sinais mioelétricos. Será portanto de esperar que este tenha de ser aumentado. No entanto, a voltagem apresentada pelos sinais mioelétricos deve ser tida em conta durante o processo de amplificação, no sentido de limitar a distorção das características do sinal obtido (Acierno et al., 1995). Aqui os eléctrodos bipolares são benéficos na remoção da componente de ruído (Basmajian e De Luca, 1985).

Algumas das interferências referidas anteriormente podem ser eliminadas / minimizadas, à posteriori ou à priori (fase de recolha dos dados). Em consequência, não só é importante o equipamento que procede à recolha dos dados, como também as características e versatilidade do sistema de amplificação utilizado (Correia et al., 1998).

De acordo com Winter (1979), as características determinantes dos amplificadores EMG são várias: ganho; banda passante; impedância de entrada; resposta de frequência e factor de rejeição do modo comum. Não obstante, Acierno et al. (1995) dilatam ainda estas características até ao ruído, razão sinal / ruído e corrente de entrada.

Por motivos que se prendem com os objectivos do nosso trabalho, apresentaremos, de acordo com os autores referidos (Basmajian e De Luca, 1985; Acierno et al., 1995; Correia et al., 1998; Correia e Mil-Homens, 2004; De Luca, 2002; Winter, 2005), as características que os amplificadores devem conter:

- i. **Ganho:** 100-1000, o suficiente para ter um *output* de amplitude de 1V;
- ii. **Banda Passante:** corte inferior (10-20 Hz) e corte superior (500 Hz);
- iii. **Impedância de Entrada:** $> 10^{12}$ ohms;
- iv. **Factor de Rejeição do Modo Comum (CMRR):** $80 / 100\text{dB} \leq \text{CMRR} \leq 140 \text{ dB}$.

2.5.1.1.6.1.9. Filtragem

Uma vez amplificado, o sinal EMG está disponível para posterior filtragem e gravação (Acierno et al., 1995). Neste contexto, e de acordo com Acierno et al. (1995), existem três tipos de filtros:

- i. Filtro de altas-frequências (*high-pass-filter*) – são utilizados fundamentalmente para estabilizar a linha de base;
- ii. Filtro de baixas frequências (*low-pass-filter*) – eliminam ruído de baixa-frequência e previnem os erros de amostragem (*aliasing*);
- iii. Filtro analógico – predominam na filtração de sinais EMG acima dos 60 Hz.

2.5.1.1.7. Análise e Processamento do Sinal EMG

2.5.1.1.7.1. Digitalização

Os sinais EMG caracterizam-se por serem contínuos no tempo (Correia e Mil-Homens, 2004). Todavia, como os processos mais evoluídos de processamento e armazenamento de dados estão associados à utilização de tecnologia digital, torna-se imprescindível a transformação destes em sinais discretos (Amorim et al., 1999). Esta operação é executada por intermédio de uma placa de conversão analógico digital.

Todavia, para que o processo de amostragem não conduza à perda de informação do sinal armazenado, é necessário garantir que a frequência de amostragem seja pelo menos duas vezes superior à máxima frequência presente no sinal – Teorema de Nyquist, de 1928 (Acierno et al., 1995).

2.5.1.1.7.2. Processamento

Uma vez que o sinal EMG foi adquirido, existem distintas técnicas de processamento, a fim de posteriormente avaliar o sinal, de acordo com os objectivos dos estudos. Assim, realiza-se uma análise qualitativa e/ou quantitativa.

2.5.1.1.7.2.1. Análise Qualitativa do Sinal EMG em Bruto

Esta poderá ser bastante útil na avaliação da qualidade do sinal e despiste de artefactos, possibilitando, uma primeira fase, a determinação do padrão de actividade dos músculos envolvidos, através da análise dos períodos de actividade e silêncio (Correia e Mil-Homens, 2004). O electromiograma produzido pela actividade eléctrica do músculo durante a contracção consiste num padrão visual de curvas com amplitude, frequência e duração (Kreighbaum e Barthels, 1996), parâmetros estes que podem ser avaliados.

2.5.1.1.7.2.1.1. Amplitude

O sinal EMG (detectado através de eléctrodos de superfície) segue, normalmente, uma distribuição “gaussiana” com média igual a zero e desvio padrão na ordem dos microvolts (Clarys e Cabri, 1993). A amplitude da curva varia de acordo com a quantidade de actividade eléctrica detectada no músculo a cada momento.

2.5.1.1.7.2.1.2. Duração

Corresponde ao período de activação do músculo estudado. É feita normalmente através da determinação dos tempos de ocorrência dos fenómenos mais importantes, ou altura em que tem lugar o pico máximo de actividade (Correia e Mil-Homens, 2004).

2.5.1.1.7.2.1.3. Frequência

A distribuição das frequências do sinal EMG deve-se a um conjunto amplo de factores de diversa ordem, tais como: composição do músculo; propriedades dos eléctrodos; propriedade do local onde os eléctrodos são colocados; características do potencial de acção das fibras musculares activas, e os processos de coordenação intra muscular (Correia e Mil-Homens, 2004).

2.5.1.1.7.2.2. Análise Quantitativa do Sinal EMG

Para ser realizada a análise quantitativa do registo electromiográfico, o sinal deverá estar livre de artefactos e interferências eléctricas (Kreighbaum e Barthels, 1996). As sucessivas transformações a que a curva do sinal EMG é sujeita, resultam da necessidade imperativa de se conseguir a tradução do sinal EMG num sinal mensurável, retirando dele o máximo de informação possível. As duas principais técnicas são: processamento no domínio temporal e processamento no domínio da frequência (Clarys e Cabri, 1993).

2.5.1.1.7.2.2.1. Técnica de Processamento no Domínio Temporal

Para isto, são utilizados um conjunto de processos de transformação da curva que visam caracterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo de contracção. Basmajian e De Luca (1985), Herzog et al. (1994) e Acierno et al. (1995), sugerem-nos os seguintes processos: rectificação; suavização (Figura 10); integração (iEMG) e a soma média quadrada (RMS). No entanto, autores como Correia et al. (1998) acrescentam ainda os métodos da filtragem digital, da determinação de curvas médias e da normalização em amplitude.

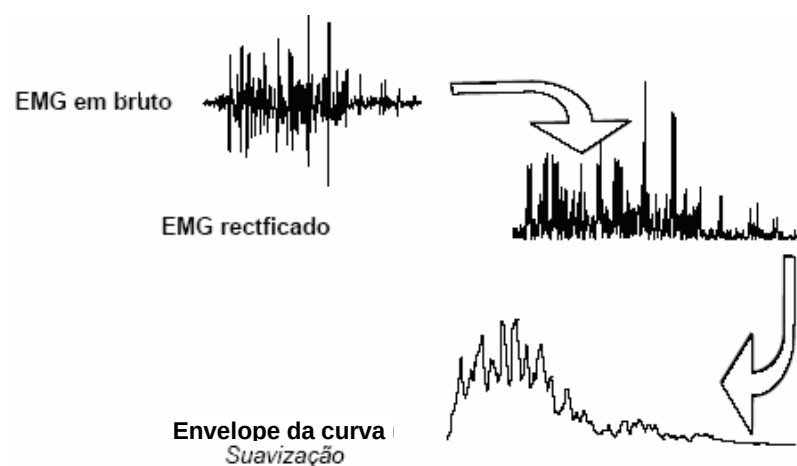


Figura 10. Processamento do sinal EMG no tempo (Adaptado de Correia et al.,1998).

Em seguida procederemos à descrição de cada uma das técnicas de processamento referidas.

2.5.1.1.7.2.2.2. Remoção da componente DC

A componente DC, é uma componente contínua que provoca uma deslocação, da linha de base do sinal e é provocado por fenómenos electroquímicos (Correia e Mil-Homens, 2004) ou por limitações dos amplificadores (Basmajian e De Luca, 1985). Assim, dever-se-á subtrair a média do sinal, a este mesmo.

2.5.1.1.7.2.2.3. Rectificação

Esta é utilizada de forma a permitir a posterior integração do sinal EMG, pois consiste na transformação, de uma curva com valores positivos e negativos de média igual a zero, numa curva de valores absolutos, todos positivos.

Existem duas formas distintas de proceder à rectificação: eliminando os valores negativos (*“half-wave-rectification”*), ou adicionando-os aos positivos (*“full-wave-rectification”*). A segunda é mais utilizada, uma vez que retém toda a energia do sinal (Basmajian e De Luca, 1985; Herzog et al., 1994).

2.5.1.1.7.2.2.4. Suavização

Esta é a forma de reduzir a variabilidade que caracteriza o sinal de EMG e consiste em eliminar as variações muito bruscas dos valores de amplitude do sinal rectificado, através da suavização da curva que pode ser obtida de forma analógica ou digital (Basmajian e De Luca, 1985). Esta eliminação pode ser acompanhada pela utilização de filtros de baixas frequências (Herzog et al., 1994). Outra forma de suavização é a determinação do envolvente da curva electromiográfica (envelope linear) (Clarys e Cabri, 1993; Winter, 2005).

2.5.1.1.7.2.2.5. Normalização em Amplitude

Uma das principais características do estudo experimental da EMG, é uma grande variabilidade que o sinal apresenta quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes (Clarys e Cabri,

1993). O valor absoluto da intensidade do sinal EMG fornece-nos pouca informação, não medindo directamente a produção de forma muscular, sobretudo quando lidamos com sinais do mesmo indivíduo em execuções distintas. Uma das formas de obstar esta limitação é a normalização em amplitude das curvas EMG, que consiste em transformar os valores absolutos obtidos em valores relativos a um EMG referência considerado como 100% (Correia e Mil-Homens, 2004). Esta referência é utilizada para as actividades dinâmicas (Clarys et al., 1983).

A determinação do valor referência 100% poderá ser calculado através:

- i. Da contracção isométrica voluntária máxima (CVM);
- ii. Do maior pico de actividade verificado nas várias repetições;
- iii. Da média de três picos de actividade num teste de contracção isométrica máxima voluntária;
- iv. Do valor médio do EMG;
- v. Do valor do sinal EMG em repouso.

De todos estes procedimentos, Ekstrom et al. (2005), afirma que o pico máximo de actividade encontrado nas distintas execuções, parece ser a escolha mais adequada como valor de referência.

2.5.1.1.7.2.2.6. Integração

A iEMG tem sido muito relacionada à força muscular (Herzog et al., 1994), bem como, tem sido a mais frequentemente forma de processamento do sinal EMG (Basmajian e De Luca, 1985).

A interpretação correcta da iEMG é puramente matemática, o output do sinal é dado por um número de impluso proporcional à área do EMG, ou seja, ao impulso eléctrico (Basmajian e De Luca, 1985). Essa determinação é calculada numericamente através da fórmula:

$$iEMG \equiv \int_t^{t+T} |EMG(t)|.dt$$

[EMG] (t) = Rectificação do sinal EMG.

2.5.1.1.7.2.2.7. Soma Média Quadrada

A RMS é um excelente indicador da magnitude do sinal (Herzog et al., 1994), e é frequentemente utilizada no estudo do papel da fadiga muscular, dando mais informações que o integral (Basmajian e De Luca, 1985). Os valores da RMS são calculados a partir da soma dos valores quadrados do sinal EMG, sendo determinada a média da soma, e calculada, posteriormente, a soma média quadrada, tal como podemos verificar na fórmula em baixo apresentada.

$$RMS \equiv \left(\frac{1}{T} \int_t^{1+T} EMG^2(t).dt \right)^{1/2}$$

No entanto, de acordo com Acierno et al. (1995), apesar deste método de processamento ser semelhante à suavização da curva, aqui o sinal EMG não necessita de ser previamente rectificado.

2.5.1.1.7.2.2.8. Filtragem Digital

Quando se torna necessário, a curva EMG pode ser “limpa”, à *posteriori*, de forma digital. Este método de processamento consiste em submeter a curva em bruto a um filtro que suprima as oscilações de frequência acima e abaixo de determinados valores, os quais variam em função dos objectivos do estudo, da tarefa a estudar e/ ou das condições metodológicas (Correia e Mil-Homens, 2004).

2.5.1.1.7.2.2.9. Determinação das Curvas Médias

Na tentativa de compararmos o sinal EMG entre diferentes execuções, e tendo em conta que um movimento nunca é reproduzido com precisão nas mesmas condições, é frequente recorrer-se a uma curva média representativa de um conjunto de execuções e não analisar individualmente as curvas de EMG de superfície.

Para determinar essas curvas médias, é imprescindível assegurarmos dois aspectos: a sincronização dos distintos sinais que contribuem para a média, e a normalização em tempo (Correia e Mil-Homens, 2004).

2.5.1.1.7.3. Interpretação

2.8.1.1.7.7.1. Relação EMG / Força

O significado fisiológico do sinal EMG é, hoje em dia, mais claro graças à investigação centrada na relação entre a EMG e a força muscular. A ideia de que a EMG deverá estar relacionada, de qualquer forma, com a força muscular produzida é deveras atractiva. Afinal de contas, e tal como nos referem Basmajian e De Luca (1985), o aumento no recrutamento das UM produz um aumento na força muscular produzida. Em consequência, deverá pelo menos existir uma relação qualitativa entre o sinal EMG e a correspondente força do músculo. A existência de tal relação é aceite no seio da comunidade científica (Herzog et al., 1994), mas é precisamente a sua natureza quantitativa que é calorosamente debatida (De Luca, 2002).

Podemos então afirmar que, sob determinadas condições, existe uma relação directa entre os níveis de actividade EMG e a produção de força, uma vez que à medida em que os valores de força aumentam, a intensidade EMG cresce também. Todavia, e infelizmente, esta relação não é sempre linear (Acierno et al., 1995). Vejamos como ela se comporta nas distintas contracções.

Contracções Isométricas

A relação entre EMG e força é músculo-dependente (Acierno et al., 1995). Esta dependência resulta de algumas diferenças verificadas a vários níveis: recrutamento das UM; concentração de fibras de contracção rápida no músculo, bem como em relação aos eléctrodos de detecção; *crosstalk* (já referido anteriormente como um tipo de interferência do sinal EMG), interacções entre músculos agonistas e antagonistas e um fenómeno de atraso electromecânico (Herzog et al., 1994). Assim são apresentadas relações lineares e não lineares (Winter, 2005).

Contrações Dinâmicas

Aqui, a relação torna-se mais complicada (Acierno et al., 1995), sendo raros e controversos os estudos feitos (Herzog et al., 1994). Tal facto deve-se a factores como: a modelação do sinal EMG (causada pelo movimento relativo dos eléctrodos em relação às fibras activas); a relação força / comprimento do músculo; a possibilidade de actividade reflexa; a alteração momentânea do centro de rotação da articulação e do braço da força (Basmajian e De Luca, 1985). Apesar disto parece que a amplitude diminui quando é realizado trabalho negativo (contração excêntrica) (Winter, 2005).

3. Objectivos e hipóteses

3.1. Objectivos

3.1.1. Gerais

O objectivo geral do presente estudo foi analisar a participação dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* em três tipos de retropedalagem distintos (posição base, braços levantados e horizontal), avaliando-se, a actividade electromiográfica (iEMG) e intensidade relativa (%CVM) da activação de cada um.

3.1.2. Específicos

Foram definidos os seguintes objectivos específicos:

- (i) Avaliar a %CVM dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nas diferentes fases do ciclo de Retropedalagem, fase exterior, fase propulsiva e recuperação.
- (ii) Avaliar o iEMG dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nas diferentes fases do ciclo de Retropedalagem, fase exterior, fase propulsiva e recuperação.
- (iii) Avaliar o iEMG dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nos diferentes tipos de Retropedalagem, posição base, braços levantados e horizontal.

- (iv) Avaliar a %CVM dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nos diferentes tipos de Retropedalagem, posição base, braços levantados e horizontal.

3.2. Hipóteses

Decorrente dos objectivos acima definidos, formularam-se as seguintes hipóteses:

Hipótese 1: A %CVM dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nas diferentes fases do ciclo de Retropedalagem é diferente entre a fase exterior e a fase propulsiva, entre a fase exterior e a fase de recuperação e entre a fase de recuperação e a fase propulsiva;

Hipótese 2: O iEMG dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nas diferentes fases do ciclo de Retropedalagem é diferente entre a fase exterior e a fase propulsiva, entre a fase exterior e a fase de recuperação e entre a fase de recuperação e a fase propulsiva;

Hipótese 3: A %CVM dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nos diferentes tipos de Retropedalagem é diferente entre a Retropedalagem na posição base e com os braços levantados, entre a posição base e a posição horizontal e entre a posição horizontal e a com os braços levantados;

Hipótese 4: A iEMG dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis* e *Bíceps Femoris* nos diferentes tipos de Retropedalagem é diferente entre a Retropedalagem na posição base e com os braços levantados, entre a posição base e a posição horizontal e entre a posição horizontal e a com os braços levantados;

4. Material e métodos

4.1. Caracterização da Amostra

A amostra do nosso estudo é constituída por 4 elementos, 3 do sexo feminino e 1 do sexo masculino. Todos os jogadores da amostra são de nível nacional tendo também participações em competições internacionais, bem como varias presenças nas selecções nacionais. Aquando da realização da recolha de dados, encontravam-se com uma frequência média de treino de 4 sessões de treino por semana.

Os sujeitos da amostra participaram de forma voluntária, tendo-lhes sido explicado, previamente, todo o protocolo experimental.

4.2. Metodologia

Os jogadores estudados realizaram um protocolo experimental intermitente, de três vezes duas repetições de 5 segundos. O quadro 5 representa a estrutura do protocolo.

Quadro 5. Estrutura do protocolo experimental utilizado. Estão representados a ordem de realização de cada tipo de Retropedalação, o nº de repetições e o tipo de repetição.

Ordem	Tipo de retropedalação	Nº de repetições	Tempo de cada repetição
1º	Posição Base	2	5"
2º	Braços Levantados	2	5"
3º	Horizontal	2	5"

Não foi encontrado na literatura qualquer protocolo igual ou semelhante ao utilizado, possivelmente dada a raridade de estudos desta natureza.

As 6 repetições foram realizadas a uma intensidade elevada, tendo como referência a localização dos ombros em cada repetição, que deveriam estar fora de água.

O controlo do padrão de movimento de cada Retropedalagem, foi efectuado através de uma câmara de vídeo da marca Sony®, modelo GR-SX1, sistema digital, colocada no plano frontal para a retropedalagem na posição base e com os braços levantados e colocada no plano posterior para a retropedalagem na horizontal. Esta mudança é realizada através da mudança de posicionamento do sujeito e não da câmara de vídeo.

Para o tratamento e recolha de dados do registo vídeo utilizou-se o programa APAS (Ariel Dynamics Inc, USA).

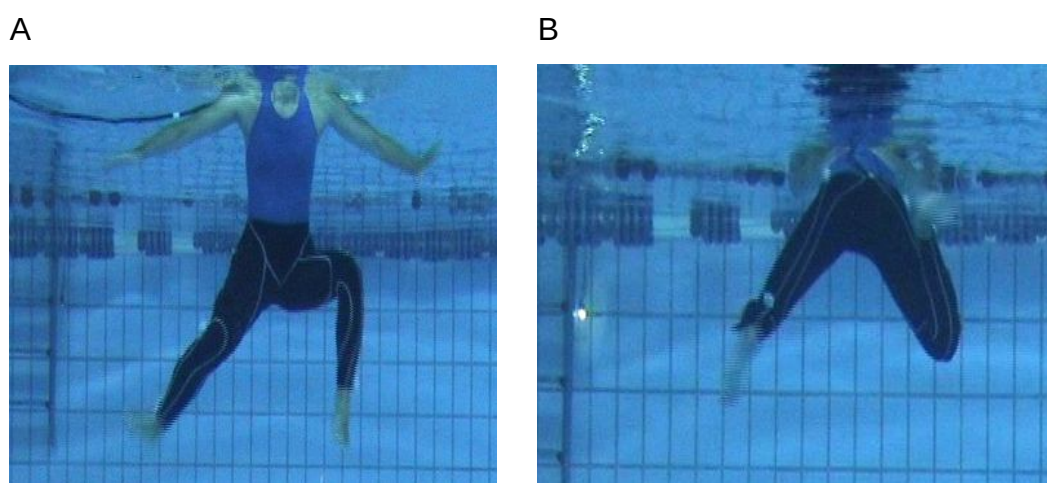


Figura 11. A: Câmara colocada no plano frontal à realização do movimento com o sinal luminoso desligado. B: Câmara colocada no plano inferior para a realização do movimento com o sinal luminoso ligado.

A sincronização entre o sinal electromiográfico e o registo vídeo foi realizada através de um sinal luminoso, sendo este marcado no vídeo uma vez dado início à recolha de dados pelo electromiógrafo.

Durante os testes, o jogador foi lembrado no sentido de utilizar o tipo de Retropedalagem correcto, sendo verbalmente encorajado a cumprir o critério de intensidade em cada repetição. As repetições foram iniciadas dentro de água, sempre nas mesmas condições.

De seguida enumeram-se e descrevem-se os procedimentos utilizados, que antecederam a recolha do sinal electromiográfico.

4.2.1. Procedimentos

4.2.1.1. Preparação da Pele

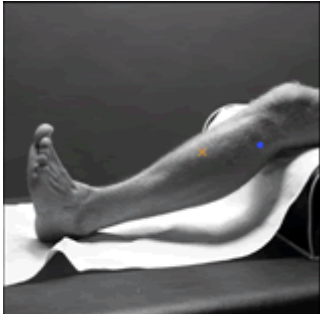
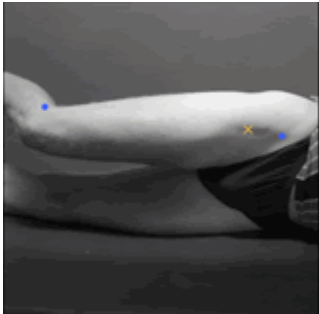
Inicialmente procedeu-se à preparação da pele, como depilar a pele à superfície da área do músculo onde se irão colocar os eléctrodos; abrasão, removendo a superfície morta da pele e a limpeza da superfície de detecção com álcool etílico (Basmajian e De Luca, 1985; Correia et al., 1993), de forma a remover a camada sebácea e, consequentemente, diminuir a resistência cutânea e/ou variações nos resultados causadas por este motivo.

4.2.1.2. Colocação dos Eléctrodos

Para a colocação dos eléctrodos e melhor captação do sinal, utilizaram-se os procedimentos standards recomendados na Europa, provenientes do projecto SENIAM, para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis*, *Adductor Longus* e *Bíceps Femoris*, as mesmas encontram-se descritas no Quadro 6, visando os parâmetros, distância entre eléctrodos, localização, orientação e descrição da postura inicial e teste clínico para a electromiografia de superfície das porções do músculo Deltóide.

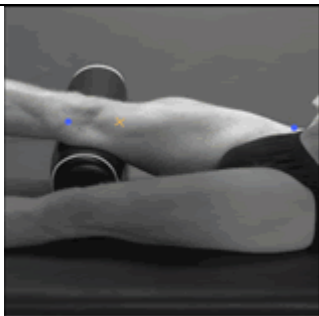
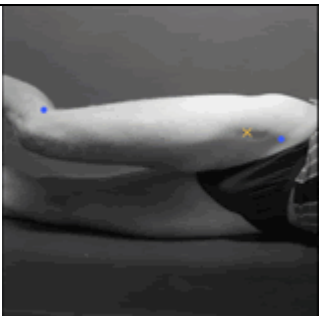
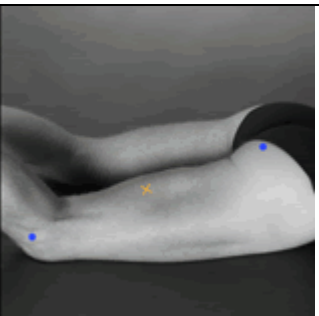
O eléctrodo de referência (terra) foi colocado sobre a rótula na articulação do joelho, visto este ser o ponto ósseo mais próximo do local de colocação dos eléctrodos.

Quadro 6. Recomendações Europeias da colocação dos eléctrodos para o Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Tensor Fasciae Latae, Vastus Medialis, Adductor Longus e Bíceps Femoralis (Adaptado de SENIAM, 1999).

Parâmetros	<i>Tibialis Anterior</i>	<i>Gastrocnemius Medialis</i>	<i>Tensor Fasciae Latae</i>
Postura Inicial	Sentado	Deitado na posição ventral, com o joelho estendido e o pé fora da maca	Deitado de lado na maca
Distância entre Eléctrodos	20mm	20mm	20mm
Localização	Os eletrodos devem estar localizados a 1/3 na linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior da tibia	Os eletrodos devem estar localizados na zona mais proeminente do músculo.	Os eletrodos devem estar localizados a 1/6 da linha que vai da extremidade anterior da crista iliaca até ao condilo femoral lateral
Orientação	Na direcção da linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior da tibia	Na direcção da perna	Na direcção da linha que vai da extremidade anterior da crista iliaca até ao condilo femoral lateral
Ilustração			

(continua)

Quadro 6 (continuação)

Parâmetros	Vastus Medialis	Adductor Longus	Bíceps Femoralis
Postura Inicial	Sentado na maca com o joelho a testar ligeiramente flectido e o tronco ligeiramente inclinado para trás.	Em decúbito lateral com o membro que não vai ser testado apoiado em 25 graus de abdução. O membro mais abaixo é aquele que vai ser testado	Deitado na posição ventral com a coxa relaxada na maca e o joelho flectico (a menos de 90 graus) com a coxa em ligeira rotação lateral e a perna em ligeira rotação lateral em relação à coxa
Distância entre Eléctrodos	20mm	20mm	20mm
Localização	Os eletrodos devem estar localizados a 80% na linha entre a extremidade anterior da crista iliaca e o espaço articular do joelho na zona do ligamento medial	No inicio da linha entre a superfície anterior do púbis ao nível da crista e o terço médio do lábio medial da linha áspera do femur	Os eletrodos devem estar localizados a 50% na linha entre a tuberosidade isquial e o epicondilo lateral da tibia
Orientação	Quase perpendicular à linha entre a extremidade anterior da crista iliaca e o espaço articular do joelho na zona do ligamento medial	Na direcção da linha entre a superfície anterior do púbis ao nível da crista e o terço médio do lábio medial da linha áspera do femur	Na direcção da linha entre a tuberosidade isquial e o epicondilo lateral da tibia
Ilustração			

4.2.1.3. Fixação e Impermeabilização dos Eléctrodos

A impermeabilização dos eléctrodos foi efectuada como descrito por alguns autores (Rouard et al., 1993 e Hohmann et al., 2006). Primeiramente cobriram-se os electrodos com uma camada de pensos Tegaderm3M® (5x7cm), no intuito de aumentar a impermeabilidade à água (Figura 12).

Em seguida, para aumentar a resistência do material ao meio aquoso e permitir uma maior impermeabilização, procedemos à cobertura de todos os eléctrodos (já cobertos com uma camada de pensos) e cabelagem, com fita adesiva tipo *silver tape* (Figura 12).



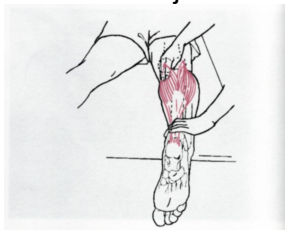
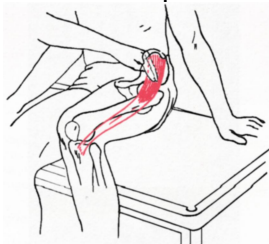
Figura 12. Processo de fixação dos eléctrodos. A: Colocação dos eléctrodos B: Eléctrodos cobertos por camada de pensos impermeáveis. C: Eléctrodos cobertos por *silver tape*.

Todo o processo de colocação dos eléctrodos, pré-amplificador e pensos impermeáveis foi realizado na piscina, dentro de uma sala com ar condicionado, de forma a reduzir a temperatura ambiente e a humidade do ar.

Antes de iniciar o protocolo já apresentado, o nadador realizou uma contracção isométrica voluntária máxima, induzida por resistência manual de um investigador. Este aspecto do protocolo prende-se com a necessidade de se proceder, na análise quantitativa, à normalização dos resultados, permitindo a comparação entre as porções musculares estudadas (Basmajian e De Luca, 1985; Correia e Mil-Homens, 2004).

No Quadro 7 são apresentados os testes musculares manuais utilizados para determinar o valor de contracção máxima isométrica voluntária nos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis*, *Adductor Longus* e *Bíceps Femoris*.

Quadro 7. Testes musculares manuais utilizados para determinação da contracção máxima voluntária nos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Tensor Fasciae Latae*, *Vastus Medialis*, *Adductor Longus* e *Bíceps Femoris* (Adaptado de Lynn e Epler, 2000).

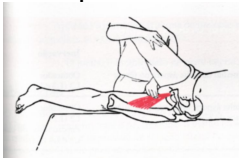
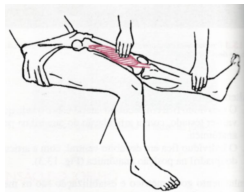
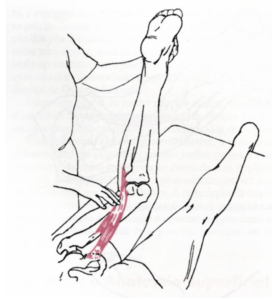
Parâmetros	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Tensor Fasciae Latae
Palpação	Palpar o tibialis anterior ao longo do seu trajecto na parte lateral da tibia 	Palpar o gastrocnemius com as suas curtas e volumosas porções medial e lateral, logo abaixo do joelho 	Palpar abaixo e ligeiramente à espinha ilíaca ântero-superior 
Posição	Sentado com o joelho flectido sobre a borda da maca	Em decúbito ventral com o pé sobre a borda da maca	Em decúbito lateral com o membro que não vai ser testado na posição anatómica. O membro a ser testado fica em 45 graus de flexão do quadril. O joelho é estendido com o membro apoiado

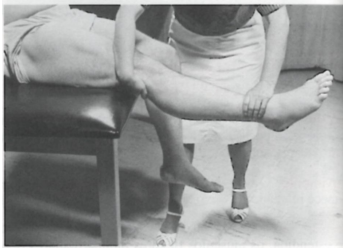
(Continua)

(Quadro7. Continuação)

Movimento	Dorsiflexão e inversão do tornozelo	Flexão plantar do tornozel; o calcanhar desloca-se na direcção da parte posterior da perna	sobre a maca adiante do membro que não vai ser testado Abdução do quadril enquanto se mantêm 45 graus de flexão do quadril
Resistência	Aplicada na parte dorsal medial do antepé em flexão plantar e eversão	Aplicada na superfície plantar do retropé	Aplicada na coxa distal pela parte lateral
Estabilização	A perna é estabilizada	A perna é estabilizada	A pelve é estabilizada
Ilustração			

(continua)

Parâmetros	Addutor Longus	Vastus Medialis	Bíceps Femoralis
Palpação	Palpar o adductor longus no lado medial da coxa imediatamente abaixo do arco púbico 	Palpar o vastus medialis ao longo da coxa medial. A porção volumosa fica a cima da rotula 	Palpar o bíceps femoralis ao longo da parte pósterolateral da coxa 
Posição	Em decúbito lateral com o membro que não vai ser testado	Semi-sentado com 45 graus de flexão do quadril e 90 graus de flexão do joelho	Em decúbito ventral com o quadril flectido e em rotação neutra e o

	apoiado em 25 graus de abdução. O membro mais abaixo é aquele que vai ser testado		joelho em 10 graus de flexão
Movimento	<i>Adução do quadril a ser testado na direcção do membro apoiado que não vai ser testado</i>	<i>Estender a articulação do joelho até 0 grau, ou coloca-la em extensão completa</i>	<i>Flexão em 90 graus a articulação do joelho</i>
Resistência	Aplicada acima da articulação do joelho em abdução	Aplicada à superfície anterior, acima do tornozelo	Aplicada posteriormente, acima da articulação do tornozelo com a tibia em rotação lateral
Estabilização	A pelve é estabilizada	A coxa é estabilizada	A coxa é estabilizada
Ilustração			

4.2.1.4. Aquisição dos Dados

O registo EMG dos seis músculos foi efectuado por EMG superfície, através de eléctrodos de superfície Ag/AgCl (Unilect) circulares com um diâmetro de 5mm, de configuração bipolar e activos, colocados sobre os músculos, sendo que um dos eléctrodos, o de terra, foi colocado sobre a rótula. O pré-amplificador (2,5x1,8 cm) utilizado foi o AD621 BN, com um ganho de 100 e um CMRR igual a 110 DB (Carvalho et al., 1999). Esta série garante um pequeno ganho de valores de erro e de ruído (Gonçalves et al., 2006). O sinal registado foi “transportado” por cabos de 25 metros para o amplificador principal, onde foi condicionado e amplificado 11 vezes, numa amplificação total do sistema de 1100 (Gonçalves et al., 2006). O isolamento dos eléctrodos activos foi realizado com uma cola especial (Araldit®) (Figura 13).

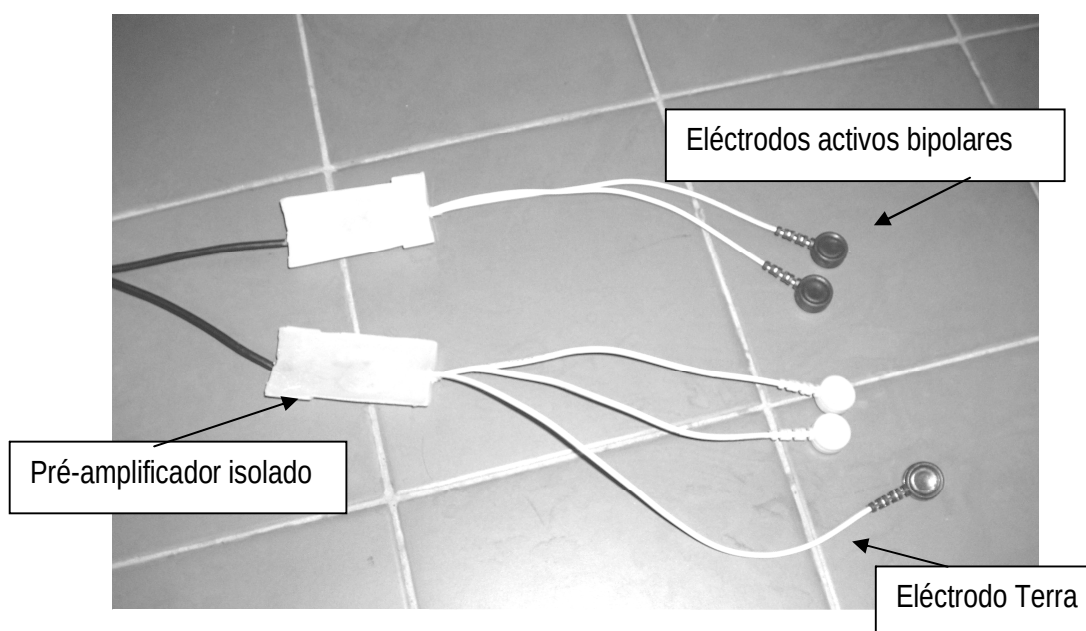


Figura 13. Eléctrodos utilizados no estudo.

A fim de evitar qualquer perturbação ao jogador, todos os cabos dos eléctrodos foram unidos num cabo único, saindo este, na parte posterior do fato de banho utilizado (fato de apenas parte inferior – marca *Speedo®*). Este cabo, que se formou saindo do fato de banho, foi fixo a um sistema de roldana. Este sistema foi formado por uma roldana que deslizava sobre um cabo de aço preso de parede a parede atravessando a piscina no sentido longitudinal, na pista 4, um mosquetão fez a ligação entre o cabo único vindo do nadador à roldana e a um elástico. Este, por sua vez, permitiu alguma flexibilidade ao sistema, diminuindo assim a possibilidade da existência de artefactos mecânicos relacionados com a tensão dos cabos. Desta forma permitiu-se a ligação deste cabo até um receptor exterior (electromiógrafo).

Os sinais adquiridos pelo electromiógrafo foram convertidos por um conversor analógico/digital (A/D) a 16 bits (BIOPAC Systems, Inc) de resolução e com um *input voltage range* de ± 10 volts, a uma taxa de aquisição de 1000 amostras por segundo, com possibilidade de obter até 8 canais para EMG de superfície (sendo alimentado por uma bateria de 15 volts - 10x1.5V), que permitiu a posterior importação do sinal EMG para um PC, bem como o respectivo tratamento (Figura 14).

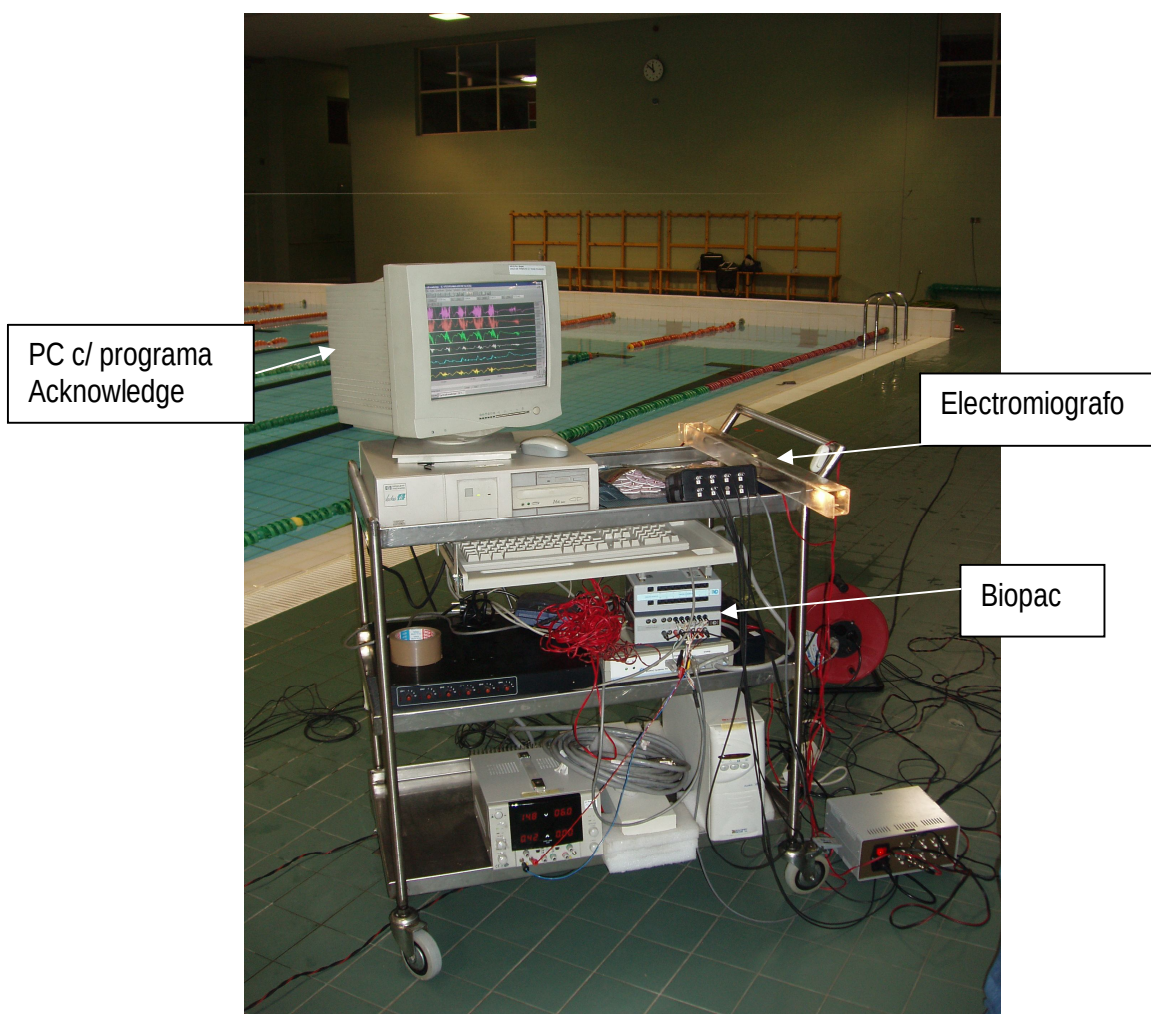


Figura 14. Sistema utilizado para receber os sinais electromiográficos.

4.3. Análise e Tratamento dos Dados Experimentais

O sinal EMG bruto só nos permite interpretar, qualitativamente, os dados experimentais obtidos. Deste modo, e de forma a possibilitar também uma análise quantitativa do sinal electromiográfico do músculo pré-determinado, procedeu-se ao processamento desse sinal através do programa de aquisição e tratamento de dados *Acqknowledge*® 3.2.5 (BIOPAC System, Inc).

Os passos utilizados para o tratamento do sinal fisiológico registado foram os seguintes: (i) suavização (*smoothing*); (ii) remoção da componente

continua (DC *offset*); (iii) rectificação (*full-wave*); (iv) filtragem passa baixo (*low-pass-filter*) e (v) normalização.

As rotinas efectuadas para o tratamento do sinal electromiográfico encontram-se abaixo descritas.

- (i) Como primeiro passo procedeu-se à suavização da curva, através de um filtro digital, submetendo assim a curva a um filtro que suprimiu as oscilações de frequência acima e abaixo de determinados valores, relacionado com o objectivo do estudo. Assim e após uma análise das curvas em causa, optou-se por um filtro de baixa frequência de 35 Hz e um filtro de alta frequência de 450 Hz;
- (ii) Posteriormente realizou-se a remoção da componente comum (DC *offset*), que é um sinal comum que não tem qualquer relação com a actividade mioelétrica resultando de fenómenos electroquímicos entre os eléctrodos e a pele.
- (iii) De seguida, o sinal foi rectificado (*full-wave rectification*) utilizando-se a técnica de inversão dos valores negativos, adicionando-os aos positivos, mantendo-se assim, toda a energia do sinal;
- (iv) Relativamente à filtragem do sinal, utilizaram-se filtros passa baixo do tipo *Hamming* com uma frequência de corte de 10 Hz, rejeitando as frequências não relevantes para as curvas;
- (v) Por fim, o último passo consistiu na transformação dos valores absolutos de amplitude das diferentes curvas que se pretendem comparar, em valores relativos a um electromiograma de referência (Contração Isométrica Voluntária Máxima) considerado como 100%, apresentando assim um outro significado mecânico e funcional.

4.4. Procedimentos Estatísticos

Para o tratamento dos dados foram utilizados os programas de estatística SPSS 14.0 para *Windows*, bem como o programa Microsoft Excel 2003 para *Windows*. Para as variáveis em estudo foi analisado através do teste Shapiro Wilk a distribuição destas, permitindo verificar se todas seguiam uma distribuição normal, fazendo-se assim a escolha dos procedimentos estatísticos a realizar.

Na análise dos dados utilizou-se a estatística descritiva, calculando a média e desvio-padrão. Para a comparação de fases em função do tipo de retropedalagem e para a comparação do tipo de retropedalagem em função da fase usou-se a ANOVA para as variáveis que seguiam uma distribuição normal e o teste não paramétrico para medidas independentes para aquelas que não seguiam esta condição. O nível de significância utilizado para rejeição da hipótese nula em todos os testes estatísticos foi fixado em 0,05.

5. Apresentação e Discussão dos resultados

Este capítulo destina-se à apresentação e discussão dos resultados obtidos no nosso estudo. Contudo, dada a inexistência de literatura relativa a EMG na retropedalagem, a discussão dos registos apresentados poderá ser pouco extensa e terá como discussão artigos que embora não sejam na área da EMG estão relacionados com o movimento em estudo.

Segundo Weineck (1986), torna-se importante na análise dos movimentos realizar-se dois tipos de abordagem, que se consubstanciam na análise qualitativa e análise quantitativa.

Desta forma, num primeiro momento iremos efectuar uma análise qualitativa do sinal EMG. Esta consubstanciar-se-á numa primeira avaliação da actividade dos músculos estudados, fornecendo ainda informação útil na identificação do padrão de actividade dos mesmos. Posteriormente, num segundo momento, realizar-se-á a análise quantitativa do sinal EMG. Os resultados apresentados encontrar-se-ão divididos em dois grupos:

- (i) %CVM;
- (ii) iEMG;

Nestes grupos, apresentaremos as relações existentes entre os músculos estudados, bem como entre as três fases do movimento que compõe cada ciclo da retropedalagem, fase exterior, propulsiva e recuperação. Para além da relação entre as mesmas fases em três tipos de retropedalagem diferentes, posição base, braços levantados e horizontal.

5.1. Análise e Processamento do Sinal EMG

5.1.1. Análise Qualitativa do Sinal EMG

O electromiograma produzido pela actividade eléctrica do músculo durante a contracção consiste num padrão visual de curvas com amplitude e frequência (Kreighbaum e Barthels, 1996). Desta forma, apresentamos de seguida um modelo do padrão electromiográfico dos seis músculos (*Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris*) durante um ciclo de retropedalagem. Apesar de o nosso estudo não procurar relacionar tempos de activação ou características das curvas obtidas, achamos pertinente evidenciar as curvas obtidas para cada músculo durante os ciclos. Reflectindo a sequencialidade de todas as fases existentes neste técnica. Nas figuras 15, 16 e 17 podemos observar os electromiogramas (filtrados e rectificados) dos seis músculos para os três tipos de retropedalagem estudados. Os electromiogramas apresentados são modelos da generalidade dos ciclos, ou seja, sabendo que um electromiograma nunca é igual a outro mesmo representando o mesmo movimento os electromiogramas apresentados procuram reflectir as características comuns existentes nos ciclos estudados.

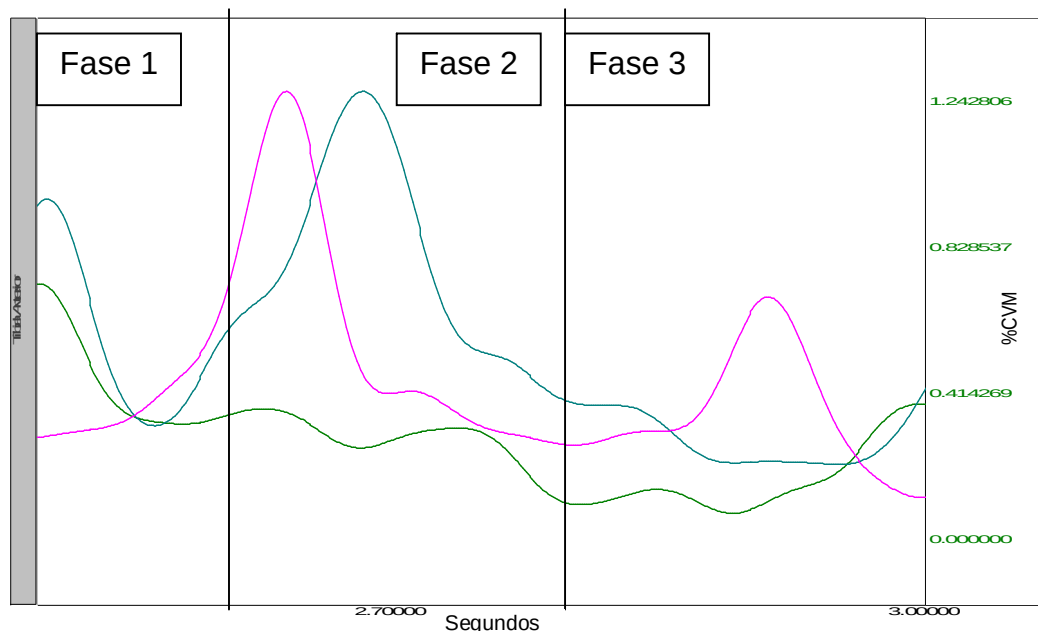


Figura 15a. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis* e *Adductor Longus* para a posição base. *Tibialis Anterior* (verde), *Gastrocnemius Medialis* (azul-claro) e *Adductor Longus* (cor-de-rosa).

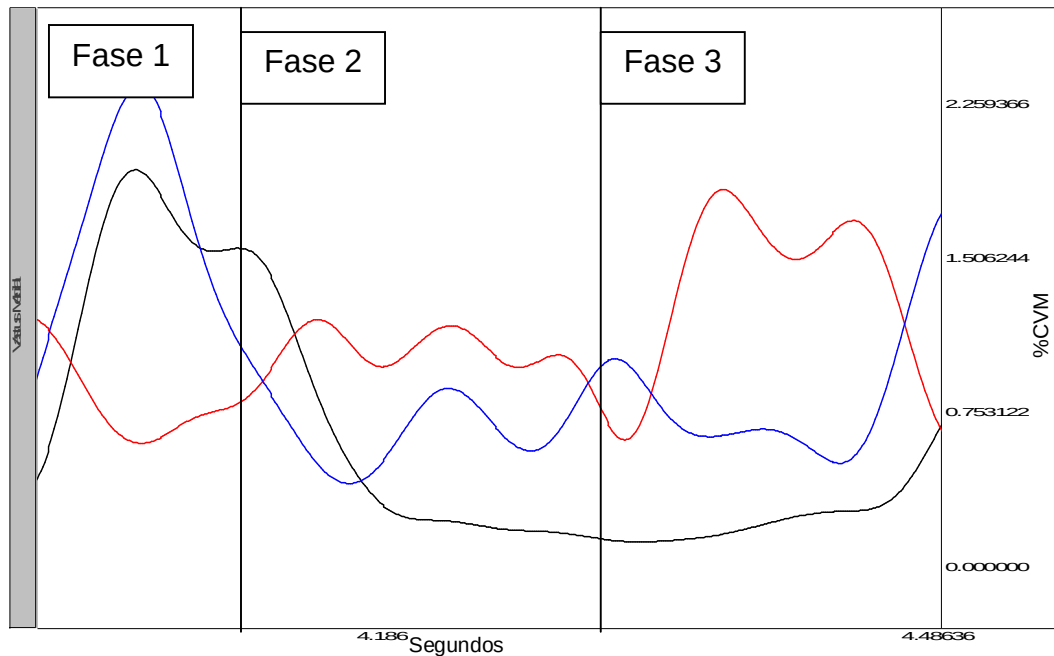


Figura 15b. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris para a posição base. Vastus Medialis (preto), Tensor Fasciae Latae (vermelho) e Bíceps Femoris (azul).

Podemos verificar através da Figura 15 que os diferentes músculos têm predominâncias diferentes no global do ciclo da Retropedagem na posição base, mas também nas 3 fases por nós definidas. Como podemos observar, o *Tibialis Anterior* (verde) mantêm sempre uma maior constância que os outros. O *Gastrocnemius Medialis* (azul-claro) apresenta uma considerável importância na 2ª fase, apresentando um pico. O *Adductor Longus* (cor-de-rosa) apresenta-se como essencial na segunda fase, apresentando um pico, sendo muito reduzida na primeira fase, na 3ª fase existe outro pico embora menor que o primeiro. O *Vastus Medialis* (preto) tem a sua maior importância na primeira fase com continuidade no início da segunda, sendo quase inexistente no resto do ciclo. O *Tensor Fasciae Latae* (azul) apresenta uma actividade constante com um pico na primeira fase e na terceira. O *Bíceps Femoris* (vermelho) apresenta a sua máxima actividade na terceira fase

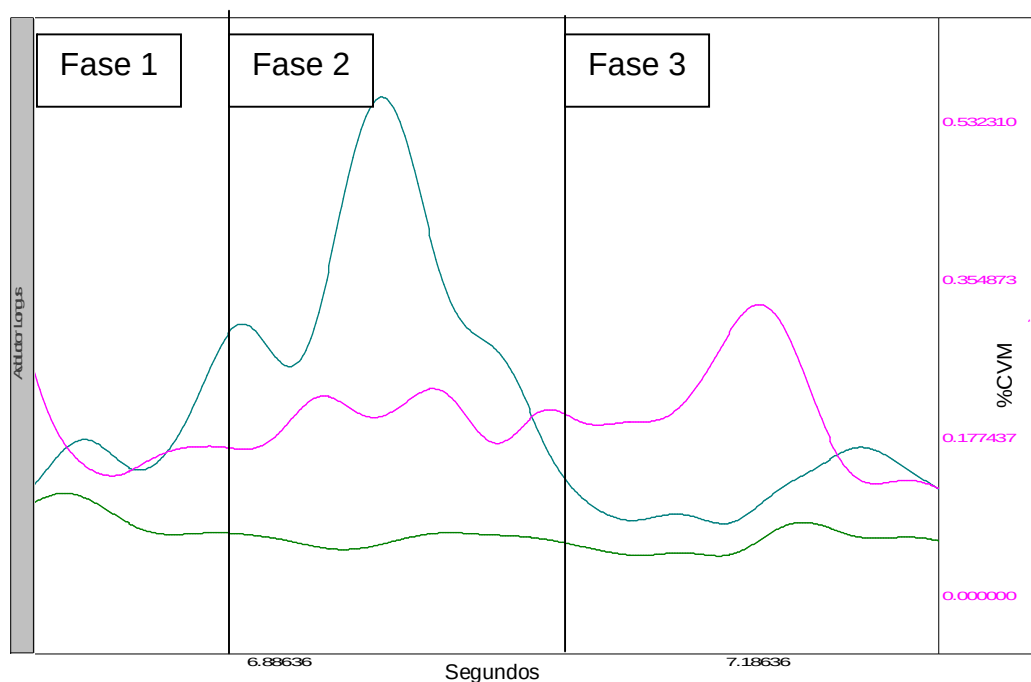


Figura 16a. Exemplos de EMG (sinal filtrado e retificado) dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis* e *Adductor Longus* com os braços levantados. *Tibialis Anterior* (verde), *Gastrocnemius Medialis* (azul-claro) e *Adductor Longus* (cor-de-rosa).

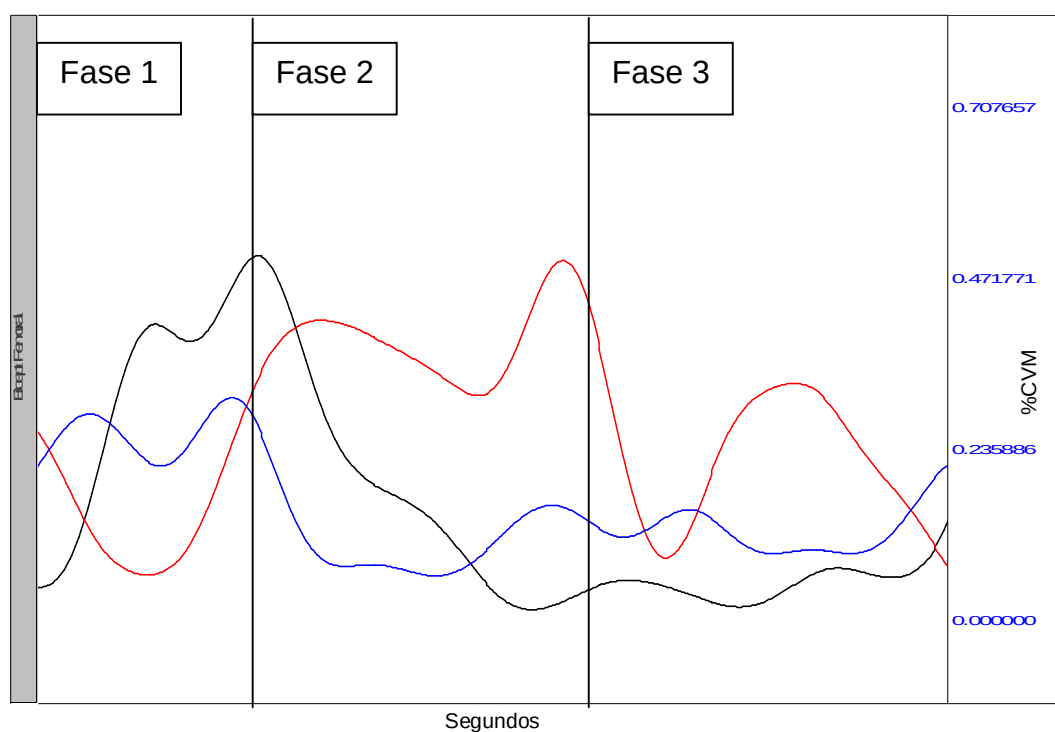


Figura 16b. Exemplos de EMG (sinal filtrado e retificado) dos músculos *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Biceps Femoris* com os braços levantados. *Vastus Medialis* (preto), *Tensor Fasciae Latae* (vermelho) e *Biceps Femoris* (azul).

Podemos verificar através da Figura 16 que os diferentes músculos têm predominâncias diferentes no global do ciclo da Retropedalagem com os braços levantados, mas também nas 3 fases. Como se pode observar, o *Tibialis Anterior* (verde) mantêm-se sempre constante ao longo do ciclo. O *Gastrocnemius Medialis* (azul-claro) apresenta uma considerável importância na 2ª fase, apresentando um pico. O *Adductor Longus* (cor-de-rosa) apresenta-se como um músculo importante durante todo o ciclo. O *Vastus Medialis* (preto) tem a sua maior importância na primeira fase com continuidade no início da segunda, sendo quase inexistente no resto do ciclo. O *Tensor Fasciae Latae* (vermelho) apresenta uma grande participação na segunda fase do ciclo e uma participação menos predominante na terceira fase. O *Bíceps Femoris* (azul) apresenta a sua máxima actividade na primeira fase com um pico mais saliente.

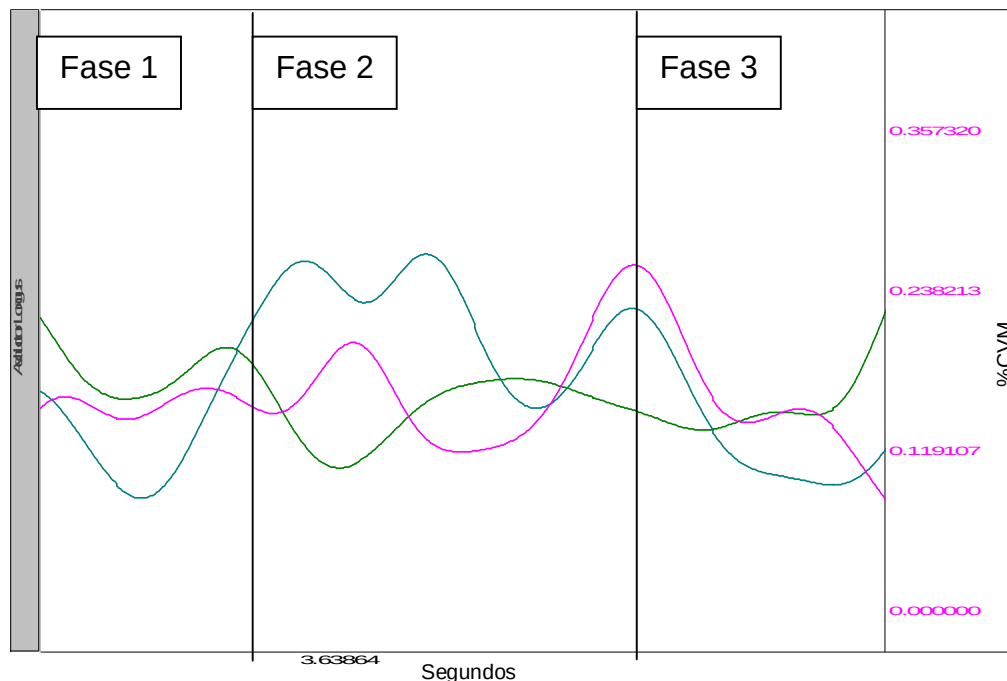


Figura 17a. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis* e *Adductor Longus* na posição horizontal. *Tibialis Anterior* (verde), *Gastrocnemius Medialis* (azul-claro) e *Adductor Longus* (cor-de-rosa).

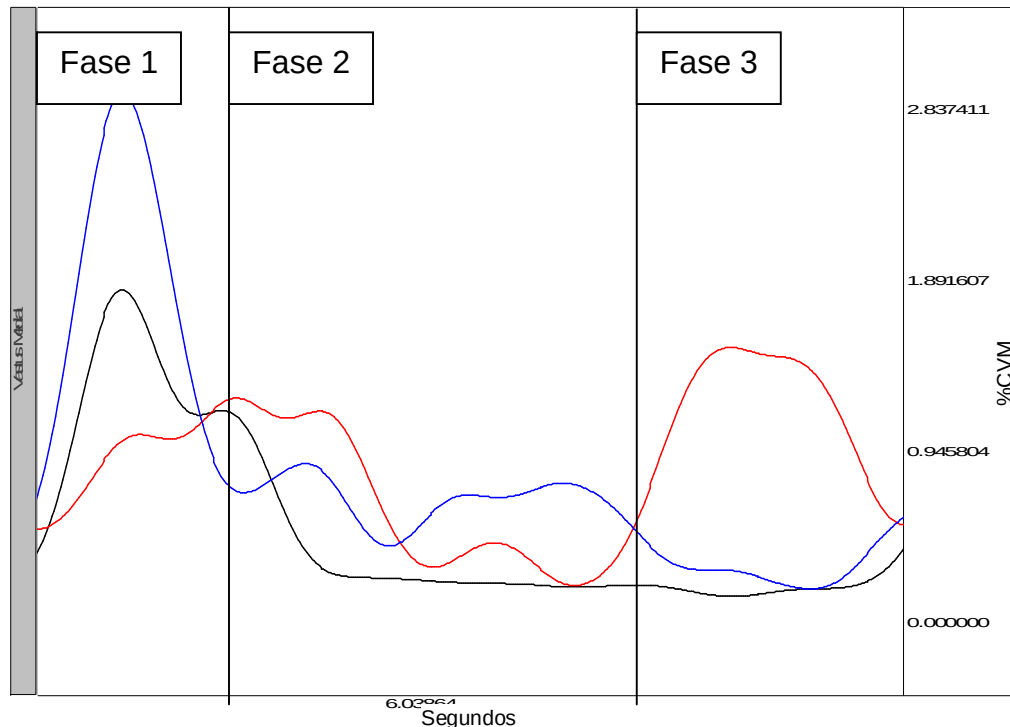


Figura 17b. Exemplos de EMG (sinal filtrado e rectificado) dos músculos Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris na posição horizontal. Vastus Medialis (preto), Tensor Fasciae Latae (vermelho) e Bíceps Femoris (azul).

Podemos verificar através da Figura 17 que os diferentes músculos têm predominâncias diferentes no global do ciclo da Retropedagem na posição horizontal, mas também nas 3 fases. Como se pode observar, o *Tibialis Anterior* (verde) continua a ser o músculo cuja participação é a mais constante ao longo do ciclo. O *Gastrocnemius Medialis* (azul-claro) continua a apresentar uma considerável importância na 2ª fase, no entanto, aqui não se verifica nenhum pico. O *Adductor Longus* (cor-de-rosa) apresenta-se mais constante durante o ciclo mas sem perder a sua importância na terceira fase. O *Vastus Medialis* (preto) tem a sua maior importância na primeira fase com continuidade no início da segunda, sendo quase inexistente no resto do ciclo. O *Tensor Fasciae Latae* (vermelho) apresenta-se mais constante que anteriormente tendo a sua maior activação na terceira fase do ciclo. O *Bíceps Femoralis* (azul) apresenta a sua máxima actividade na primeira fase com um pico mais saliente.

A Figura 18 representa apenas uma parte de um registo obtido, podemos verificar através das curvas apresentadas que estamos perante uma representação de ciclos do movimento de retropedalagem.

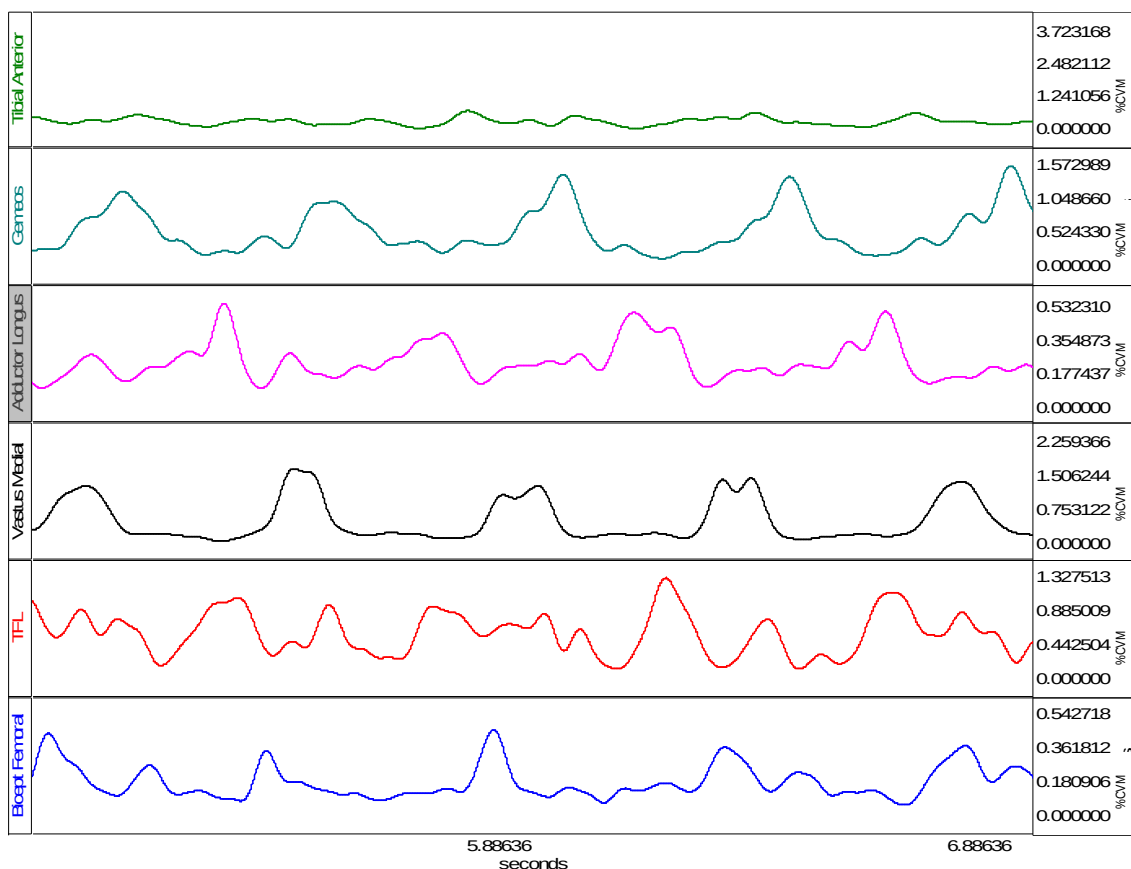


Figura 18. Sinal EMG filtrado e rectificado dos músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longos, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Biceps Femoris obtido durante a realização da retropedalagem com os braços no ar.

Relativamente aos padrões de contracção, não dispomos de nenhum estudo com o qual possamos discutir os resultados apresentados. No entanto, podemos referir um artigo de Sanders (2005) onde este propõe uma dinâmica na participação muscular na retropedalagem apoiada na anatomia e na função muscular.

Verificamos, então, segundo Sanders (2005) o Quadriceps incluindo o *Vastus Medialis* desempenha um importante papel na extensão do joelho o que está de certa forma apoiado pelo nosso estudo já que este apresenta um pico entre a primeira e a segunda fase, altura em que se inicia a extensão do joelho, no entanto verificamos também uma grande actividade neste musculo cedo na primeira fase, altura em que o joelho ainda se encontra flectido. Para o adductor longus, Sanders refere que este musculo terá uma importância acrescida na fase do movimento em que o pé se desloca do plano exterior para

o interior, aqui os nossos resultados não são unânimes já que para o tipo de Retropedalagem na posição base este musculo apresenta um pico no inicio da segunda fase enquanto que para os outros tipos este musculo parece ter um papel predominante em fases mais tardias do ciclo. Em relação ao *bíceps femoris* o nosso estudo demonstrou que este tem um importante papel na primeira fase do ciclo o que vem no encontro do proposto por Sanders (2005), já que para este o *bíceps femoris* terá um importante papel na flexão do joelho bem como na sua rotação lateral e movimentação para o plano exterior o que acontece na primeira fase do ciclo, no entanto, ao contrario do sugerido por Sanders este musculo não se apresentou particularmente activo na terceira fase, altura em que o joelho está a ser flectido e o pé movido para o plano posterior. O mesmo autor refere para o *tibialis anterior* que este deverá estar activo durante a parte do ciclo em que o pé se move para o plano superior, posterior e exterior, aqui os dados não permitem esclarecer com exactidão, pois no presente estudo o *tibialis anterior* apresenta-se constante durante todo o ciclo sem picos de actividade, no entanto, é possível verificar que este terá uma actividade mais elevada na primeira fase do ciclo. Por fim, no que se refere ao gastrocnemius é referida a sua importância quando o pé se move para o plano inferior, anterior e quando se começa a mover para um plano posterior, ou seja, correspondente à segunda fase do nosso estudo, o que faz sentido visto que o gastrocnemius apresenta a sua maior actividade na segunda fase dos nossos ciclos.

Podemos concluir, ainda que tenha sido feita apenas uma análise qualitativa, que não existem diferenças bem evidentes no padrão de actividade muscular dos músculos nos diferentes tipos de retropedalagem. Parece haver um padrão muito bem definido em alguns músculos como o *Vastus Medialis*, *Bíceps Femoris* ou *Gastrocnemius* enquanto que outros parecem adoptar apenas algumas tendências que podem variar ligeiramente nos diversos tipos de Retropedalagem.

Deve ser referido, tal como feito por Sanders (2005), que a Retropedalagem é um movimento complexo em que a coordenação muscular tanto inter individuo como intra individuo pode variar e criar picos de activação com *timing* e/ou cronologia diferente, bem como a execução do movimento

com erros técnicos pode alterar de forma significativa o padrão de actividade muscular.

5.1.2. Análise Quantitativa do Sinal EMG

Será realizada agora, a análise quantitativa do registo electromiográfico. Apresentaremos, os respectivos quadros com os valores da média, desvio padrão e valores de prova (p) obtidos nas diferenças entre as variáveis em estudo.

5.1.2.1. Percentagem de Contração Voluntária Máxima

Um dos principais obstáculos que o uso experimental da EMG acarreta, é uma grande variabilidade do sinal, apresentada quando comparando diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes. Assim, o valor absoluto da intensidade do sinal EMG fornece-nos pouca informação, não medindo directamente a produção de força muscular. Uma das formas de minimizar esta limitação é a normalização em amplitude das curvas EMG, que consiste em transformar os valores absolutos obtidos em valores relativos a um EMG referência considerado como 100% (Correia e Mil-Homens, 2004). Várias são as formas de determinar este valor. Apesar de algumas reservas que são colocadas quanto à validade da normalização do EMG de acções dinâmicas em função da contração isométrica máxima, utilizamos este método, mais precisamente, o pico máximo de contração encontrado.

Face ao referido anteriormente, na Figura 19 e no Quadro 8, na página seguinte, encontram-se os valores obtidos de actividade eléctrica média dos músculos estudados durante um ciclo de retropedalagem, na posição base, com os braços levantados e na posição horizontal relativamente às 3 fases estudadas em cada tipo.

Dado não existirem estudos relativos a esta problemática (comparação entre as três fases do ciclo da retropedalagem), não poderemos confrontar os nossos resultados. No entanto, apresentaremos um conjunto de reflexões que surgem dos resultados obtidos.

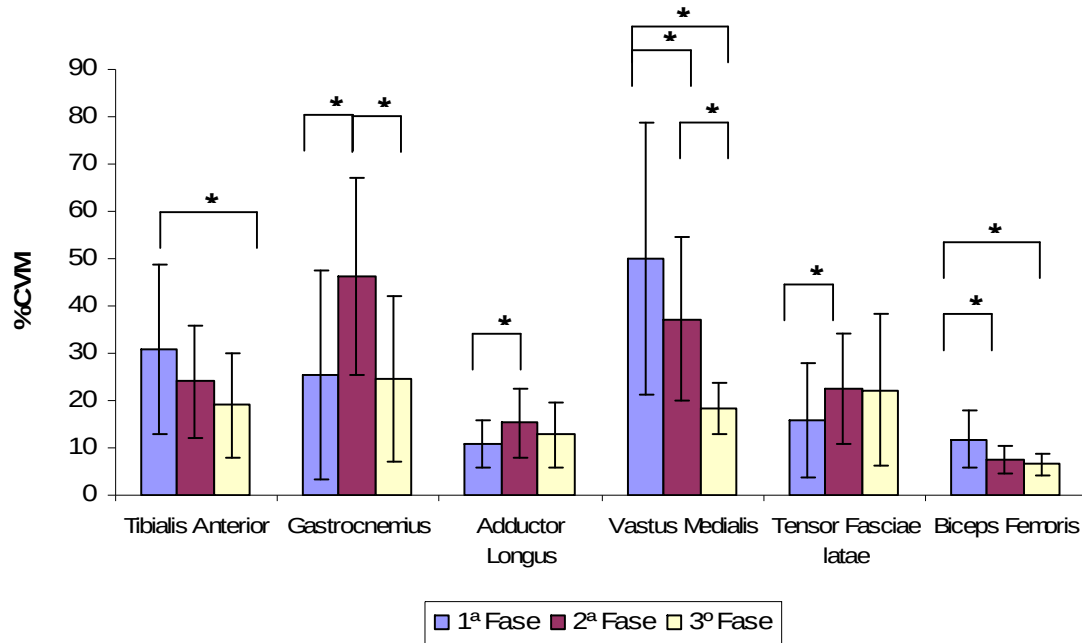


Figura 19. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição base em função da fase.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 8. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição base em função da fase.

Fase	%CVM Posição Base					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
1ª Fase	30,79 ± 17,81	25,5 ± 22,07	10,78 ± 5,10	49,98 ± 28,68	15,75 ± 12,13	11,82 ± 6,13
2ª Fase	24,04 ± 11,88	46,33 ± 20,96	15,29 ± 7,29	37,29 ± 17,46	22,55 ± 11,57	7,43 ± 2,81
3ª Fase	19,08 ± 11,03	24,73 ± 17,51	12,87 ± 6,87	18,33 ± 5,51	22,27 ± 16,20	6,49 ± 2,41

Valores de p Posição Base			
Tibialis Anterior	1ª Fase	2ª Fase	0,133
		3ª Fase	0,003
	2ª Fase	3ª Fase	0,332
Gastrocnemius Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,987
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Adductor Longus	1ª Fase	2ª Fase	0,007
		3ª Fase	0,201
	2ª Fase	3ª Fase	0,139
Vastus Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,011
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Tensor Fasciae Latae	1ª Fase	2ª Fase	0,046
		3ª Fase	0,056
	2ª Fase	3ª Fase	0,932
Bíceps Femoris	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,365

Quadro 9. Valores de p para as diferenças entre %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição base em função da fase.

Relativamente aos ciclos na posição base analisando cada musculo individualmente, podemos observar, para o *tibialis anterior* diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e a terceira fase do ciclo, sendo um musculo que não apresenta picos, podemos dizer que a sua actividade decresce de forma gradual ao longo do ciclo. O *gastrocnemius* apresenta diferenças estatisticamente significativas da segunda fase para as outras duas, isto acontece dado o pico de actividade que este músculo apresenta nessa fase. O *adductor longus* apresenta os seus valores mais elevados na segunda fase tendo diferenças estatisticamente significativas para a primeira. O *vastus medialis* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases. Poderá ser responsável por este facto a existência do pico de actividade no inicio do ciclo pois este pico acontece normalmente na primeira fase, no entanto, em vários casos prolonga a sua elevada actividade para o inicio da segunda fase, tendo mínima actividade na terceira fase. O *tensor fasciae latae* apresenta diferenças estatisticamente significativas apenas entre a primeira e a segunda fase, este músculo apresenta maior actividade na segunda e terceira fase. O *bíceps femoris* revela valores estatisticamente diferentes entre a

primeira e segunda, e primeira e terceira fases dado o pico de actividade que este músculo apresenta na primeira fase.

Assim podemos verificar que para a primeira fase apresentam-se como músculos mais activos o tibial anterior e o vastus, para a segunda fase o *gastrocnemius* e o vastus, e para a terceira fase o *gastrocnemius* e o tensor fasciae latae.

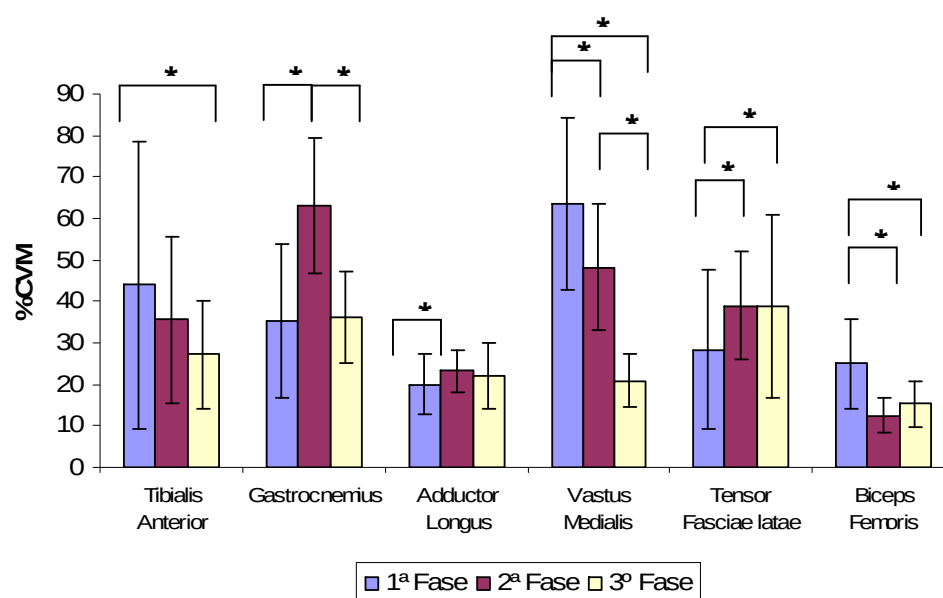


Figura 20. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem com os braços levantados em função da fase.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 10. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem com os braços levantados em função da fase

Fase	%CVM Braços levantados					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
1ª Fase	44,00 ± 34,64	35,30 ± 18,65	19,98 ± 7,37	63,60 ± 20,72	28,43 ± 19,08	25,03 ± 6,13
2ª Fase	35,52 ± 19,98	63,15 ± 16,35	23,22 ± 5,00	48,18 ± 15,29	39,04 ± 12,87	7,43 ± 2,81
3ª Fase	27,22 ± 12,95	36,09 ± 11,16	22,00 ± 7,83	20,89 ± 6,46	38,71 ± 21,97	6,49 ± 2,41

Valores de <i>p</i> Braços levantados			
Tibialis Anterior	1ª Fase	2ª Fase	0,163
		3ª Fase	0,007
	2ª Fase	3ª Fase	0,176
Gastrocnemius Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,843
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Adductor Longus	1ª Fase	2ª Fase	0,013
		3ª Fase	0,274
	2ª Fase	3ª Fase	0,386
Vastus Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Tensor Fasciae Latae	1ª Fase	2ª Fase	0,021
		3ª Fase	0,028
	2ª Fase	3ª Fase	0,943
Bíceps Femoris	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,133

Quadro 11. Valores de *p* para as diferenças entre %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalação com os braços levantados em função da fase.

Relativamente aos ciclos com os braços levantados analisando cada músculo individualmente, podemos observar, para o *tibialis anterior* diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e a terceira fase do ciclo, sendo um músculo que não apresenta picos, podemos dizer que a sua actividade decresce de forma gradual ao longo do ciclo. O *gastrocnemius* apresenta diferenças estatisticamente significativas da segunda fase para as outras duas. O *adductor longus* apresenta os seus valores mais elevados na segunda fase tendo diferenças estatisticamente significativas para a primeira. O *vastus medialis* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases, poderá ser responsável por este facto a existência do pico de actividade no início do ciclo, este, acontece normalmente na primeira fase, no entanto, em vários casos prolonga a sua elevada actividade para o início da segunda fase. O *tensor fasciae latae* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e a segunda fase, e entre a primeira e terceira fase, ou seja, a actividade deste músculo na segunda e terceira fase é maior do que na primeira. O *bíceps femoris* revela valores estatisticamente diferentes entre a

primeira e segunda, e primeira e terceira fases dado o pico de actividade que este músculo apresenta na primeira fase, no entanto, os valores mais elevados na terceira fase podem sugerir que este pico ocasionalmente se antecipe para a terceira fase.

Assim podemos verificar que para a primeira fase apresentam-se como músculos mais activos o *tibialis anterior* e o vastus, para a segunda fase o *gastrocnemius* e o vastus, e para a terceira fase o *gastrocnemius* e o *tensor fasciae latae*.

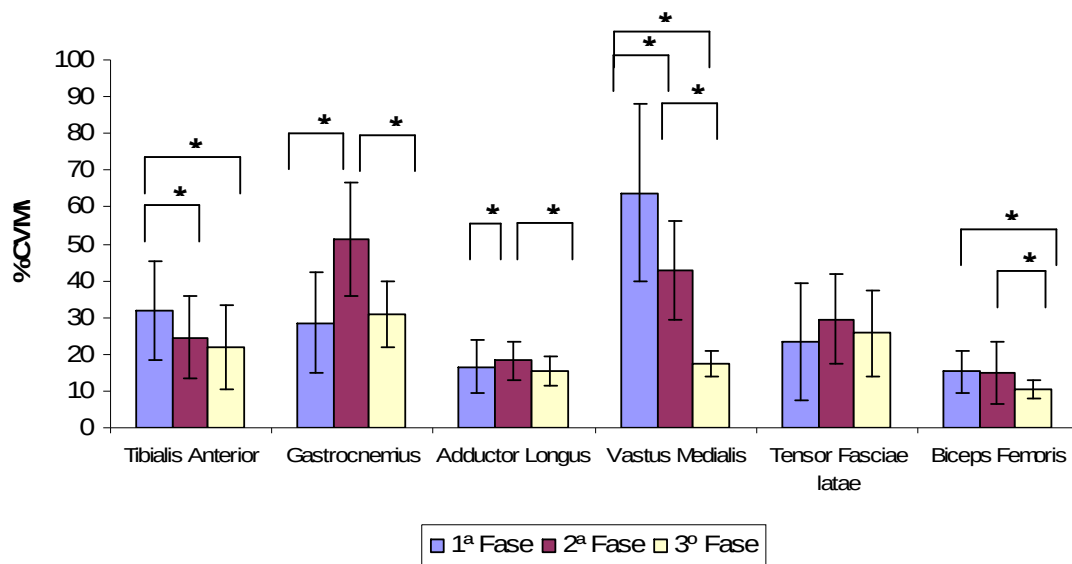


Figura 21. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 12. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase.

Fase	%CVM Posição horizontal					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
1ª Fase	31,79 ± 13,34	28,55 ± 13,85	16,51 ± 7,28	63,78 ± 24,16	23,34 ± 15,74	15,30 ± 5,66
2ª Fase	24,56 ± 11,33	51,36 ± 15,53	18,34 ± 5,23	42,88 ± 13,34	29,57 ± 12,19	14,88 ± 8,47
3ª Fase	21,84 ± 11,36	30,92 ± 9,00	15,5 ± 4,10	17,39 ± 3,51	25,82 ± 11,74	10,55 ± 2,56

Valores de <i>p</i> Posição horizontal			
Tibialis Anterior	1ª Fase	2ª Fase	0,018
		3ª Fase	0,001
	2ª Fase	3ª Fase	0,369
Gastrocnemius Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,471
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Adductor Longus	1ª Fase	2ª Fase	0,045
		3ª Fase	0,783
	2ª Fase	3ª Fase	0,041
Vastus Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Tensor Fasciae Latae	1ª Fase	2ª Fase	0,065
		3ª Fase	0,458
	2ª Fase	3ª Fase	0,265
Bíceps Femoris	1ª Fase	2ª Fase	0,781
		3ª Fase	0,002
	2ª Fase	3ª Fase	0,005

Quadro 13. Valores de *p* para as diferenças entre %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase.

Relativamente aos ciclos na posição horizontal analisando cada musculo individualmente, podemos observar, para o *tibialis anterior* diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e a terceira, e entre a primeira e segunda fase do ciclo, sendo um musculo que não apresenta picos e registando os valores de %CVM mais elevados na primeira fase podemos dizer que a sua actividade decresce de forma mais acentuada ao longo do ciclo. O *gastrocnemius* volta a apresenta diferenças estatisticamente significativas da segunda fase para as outras duas, isto acontece dado o pico de actividade que este músculo apresenta nessa fase. O *adductor longus* apresenta os seus valores mais elevados na segunda fase tendo diferenças estatisticamente significativas para a primeira e terceira fase, contudo, este músculo não apresenta normalmente picos de actividade. O *vastus medialis* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases, também aqui poderá acontecer a mesma situação nos padrões anteriores, ou seja, uma variação entre a primeira e a segunda fase do ciclo. O *tensor fasciae latae*

neste tipo de retropedalagem não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre as diferentes fases do ciclo. O *bíceps femoris* revela valores estatisticamente diferentes entre a primeira e terceira, e segunda e terceira fase dado o pico de actividade que este musculo apresenta na primeira fase, no entanto, os valores mais elevados na segunda fase podem sugerir que o pico ocasionalmente se prolongue para esta.

Assim podemos verificar que para a primeira fase apresentam-se como músculos mais activos o tibialis anterior e o vastus, para a segunda fase o gastrocnemius e o vastus medialis, e para a terceira fase o gastrocnemius e o tensor.

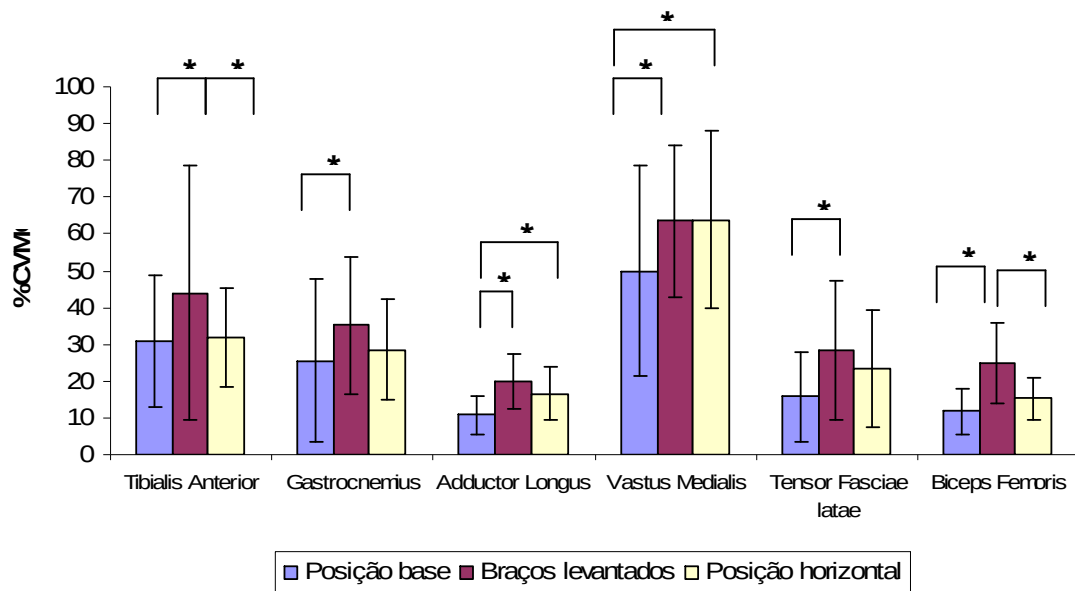


Figura 22. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a primeira fase em função do tipo de retropedalagem.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 14. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a primeira fase em função do tipo de retropedalagem.

Tipo de retropedalagem	%CVM 1ª Fase					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
Posição base	30,79 ± 17,81	25,50 ± 22,07	10,78 ± 5,10	49,98 ± 28,68	15,75 ± 12,13	11,82 ± 6,13
Braços levantados	44,00 ± 34,64	35,30 ± 18,65	19,98 ± 7,37	63,60 ± 20,72	28,43 ± 19,08	25,03 ± 10,88
Posição horizontal	31,79 ± 13,34	28,55 ± 13,85	16,51 ± 7,28	63,78 ± 24,16	23,34 ± 15,74	15,30 ± 5,66

Valores de <i>p</i> 1ª Fase			
Tibialis Anterior	PB	BL	0,029
		PH	0,867
	BL	PH	0,043
Gastrocnemius Medialis	PB	BL	0,037
		PH	0,512
	BL	PH	0,148
Adductor Longus	PB	BL	0,000
		PH	0,040
	BL	PH	0,100
Vastus Medialis	PB	BL	0,030
		PH	0,028
	BL	PH	0,976
Tensor Fasciae Latae	PB	BL	0,002
		PH	0,060
	BL	PH	0,204
Bíceps Femoris	PB	BL	0,000
		PH	0,082
	BL	PH	0,000

Quadro 15. Valores de *p* para as diferenças entre %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 1ª fase em função do tipo de retropedalagem.

Relativamente à 1ª fase dos ciclos nos diferentes tipos de retropedalagem é possível verificar uma tendência em todos os músculos, BL é a retropedalagem que apresenta valores mais elevados de %CVM, analisando cada musculo individualmente, podemos observar, para o tibialis anterior diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, e entre a PH e BL,

assim pode-se verificar que a retropedalagem BL apresenta valores de %CVM superiores aos outros tipos de retropedalagem. O gastrocnemius apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL onde se verifica valores de %CVM superiores aos outros tipos de retropedalagem. O adductor longus apresenta os seus valores mais elevados para BL, sendo que, apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, e PB e PH, tendo a PB os valores mais baixos. O vastus medialis apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, e PB e PH, BL e PH apresentam valores muito idênticos para este músculo na primeira fase do ciclo. O tensor fasciae latae para a primeira fase apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, mais uma vez BL apresenta os valores mais elevados. O bíceps femoris revela valores estatisticamente diferentes entre BL e os outros tipos, também aqui BL é a retropedalagem com valores mais elevados.

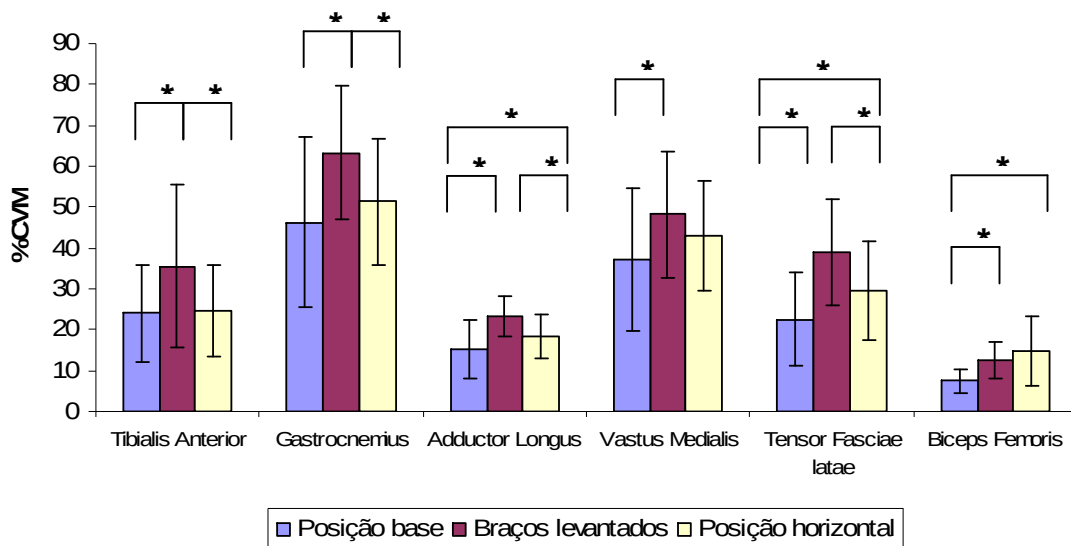


Figura 23. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a segunda fase em função do tipo de retropedalagem.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 16. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a segunda fase em função do tipo de retropedalagem.

Tipo de retropedalagem	%CVM 2ª Fase					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
Posição base	24,04 ± 11,88	46,33 ± 20,96	15,29 ± 7,29	37,29 ± 17,46	22,55 ± 11,57	7,43 ± 2,81
Braços levantados	35,52 ± 19,98	63,15 ± 16,35	23,22 ± 5,00	48,18 ± 15,29	39,04 ± 12,87	12,57 ± 4,40
Posição horizontal	24,56 ± 11,33	51,36 ± 15,53	18,34 ± 5,23	42,88 ± 13,34	29,57 ± 12,19	14,88 ± 8,47

Valores de <i>p</i> 2ª Fase			
Tibialis Anterior	PB	BL	0,003
		PH	0,890
	BL	PH	0,004
Gastrocnemius Medialis	PB	BL	0,000
		PH	0,261
	BL	PH	0,009
Adductor Longus	PB	BL	0,000
		PH	0,043
	BL	PH	0,001
Vastus Medialis	PB	BL	0,006
		PH	0,151
	BL	PH	0,170
Tensor Fasciae Latae	PB	BL	0,000
		PH	0,024
	BL	PH	0,002
Bíceps Femoris	PB	BL	0,001
		PH	0,000
	BL	PH	0,108

Quadro 17. Valores de *p* para as diferenças entre %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem.

Relativamente à 2ª fase dos ciclos nos diferentes tipos de retropedalagem é possível verificar uma tendência em todos os músculos à exceção do bíceps femoris, BL é a retropedalagem que apresenta valores mais elevados de %CVM. Analisando cada músculo individualmente, podemos

observar, para o tibialis anterior diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, e entre a PH e BL, assim pode-se verificar que a retropedalação BL apresenta valores de %CVM superiores aos outros tipos de retropedalação. O gastrocnemius apresenta um comportamento idêntico ao músculo anterior. O adductor longus apresenta os seus valores mais elevados para BL, sendo que, apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todos os tipos. O vastus medialis apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, BL mais uma vez tem os valores mais elevados. O tensor fasciae latae apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todos os tipos. O bíceps femoris revela valores estatisticamente diferentes entre PB e BL, e PB e PH, neste músculo PH apresenta os valores mais elevados de %CVM e PB os mais baixos, está situação contrária a tendência dos outros músculos e poderá indicar que nesta fase na PH este músculo terá um desempenho ou uma funcionalidade diferente.

Podemos ainda verificar relacionando a %CVM entre os diferentes músculos que nesta fase os mais activos são o gastrocnemius e o vastus medialis, e os menos activos são o adductor longus e o bíceps femoris.

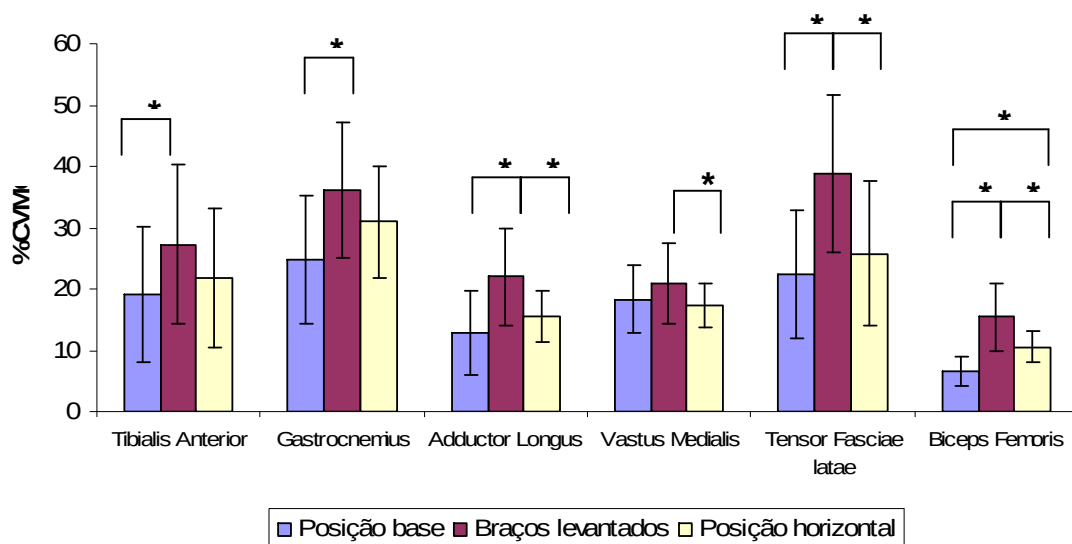


Figura 24. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a terceira fase em função do tipo de retropedalação.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 18. Resultados dos valores de %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a terceira fase em função do tipo de retropedalagem.

Tipo de retropedalagem	%CVM 3ª Fase					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
Posição base	19,08 ± 11,03	24,73 ± 12,51	12,87 ± 6,87	18,33 ± 5,51	22,27 ± 10,57	6,49 ± 2,41
Braços levantados	27,22 ± 12,95	36,09 ± 11,06	22,00 ± 7,83	20,89 ± 6,46	38,71 ± 12,87	15,40 ± 5,49
Posição horizontal	21,84 ± 11,36	30,92 ± 9,00	15,50 ± 4,10	17,39 ± 3,51	25,82 ± 11,74	10,55 ± 2,56

Valores de <i>p</i> 3ª Fase			
Tibialis Anterior	PB	BL	0,007
		PH	0,352
	BL	PH	0,074
Gastrocnemius Medialis	PB	BL	0,001
		PH	0,062
	BL	PH	0,121
Adductor Longus	PB	BL	0,000
		PH	0,106
	BL	PH	0,000
Vastus Medialis	PB	BL	0,117
		PH	0,809
	BL	PH	0,044
Tensor Fasciae Latae	PB	BL	0,000
		PH	0,407
	BL	PH	0,004
Bíceps Femoris	PB	BL	0,000
		PH	0,000
	BL	PH	0,000

Quadro 19. Valores de *p* para as diferenças entre %CVM para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem.

Relativamente à 3ª fase dos ciclos nos diferentes tipos de retropedalagem é possível verificar uma tendência em todos os músculos, BL é a retropedalagem que apresenta valores mais elevados de %CVM. Analisando cada músculo individualmente, podemos observar, para o tibialis anterior diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, bem como, que a retropedalagem BL apresenta valores de %CVM superiores aos outros tipos de

retropedalagem. Mais uma vez o gastrocnemius apresenta um comportamento idêntico ao músculo anterior. O *adductor longus* apresenta os seus valores mais elevados para BL, sendo que, apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, BL e PH. O vastus medialis apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a BL e PH, BL mais uma vez tem os valores mais elevados. O *tensor fasciae latae* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, e BL e PH. O *bíceps femoris* revela valores estatisticamente diferentes entre todos os tipos, BL apresenta o valor mais elevado de %CVM.

Relacionando a %CVM entre os diferentes músculos verifica-se que na terceira fase o músculo com valores mais elevados é o tensor fasciae latae e o gastrocnemius, com valores mais baixos temos o adductor e o bíceps.

Para este grupo de análise (%CVM), a nossa amostra apresentou, em síntese:

- Na PB a primeira e segunda fase são aquelas que apresentam valores mais altos de %CVM;
- Na primeira fase do ciclo a retropedalagem com BL foi aquela que tendencialmente apresentou valores mais altos de %CVM:
- Na segunda fase do ciclo a retropedalagem com BL foi aquela que apresentou valores mais altos de %CVM:
- Na terceira fase do ciclo a retropedalagem com BL foi aquela que apresentou valores mais altos de %CVM;

5.1.2.3. iEMG

A interpretação correcta do conceito de integral (iEMG) é puramente matemática, e consiste na determinação da área delimitada pela curva rectificadora (Correia e Mil-Homens, 2004). O *output* do sinal é dado por um número de impluso proporcional à área do EMG, ou seja, ao impulso eléctrico (Basmajian e De Luca, 1985). Existem, assim, relações fortes entre o iEMG e os parâmetros biomecânicos da acção desenvolvida pelos músculos, indicador da intensidade da acção muscular (Clarys e Cabri, 1993). Assim, apresentaremos os valores de iEMG obtidos para cada um dos músculos para os três tipos de retropedalagem em função da fase do ciclo e a iEMG de cada fase em função dos três tipos de retropedalagem.

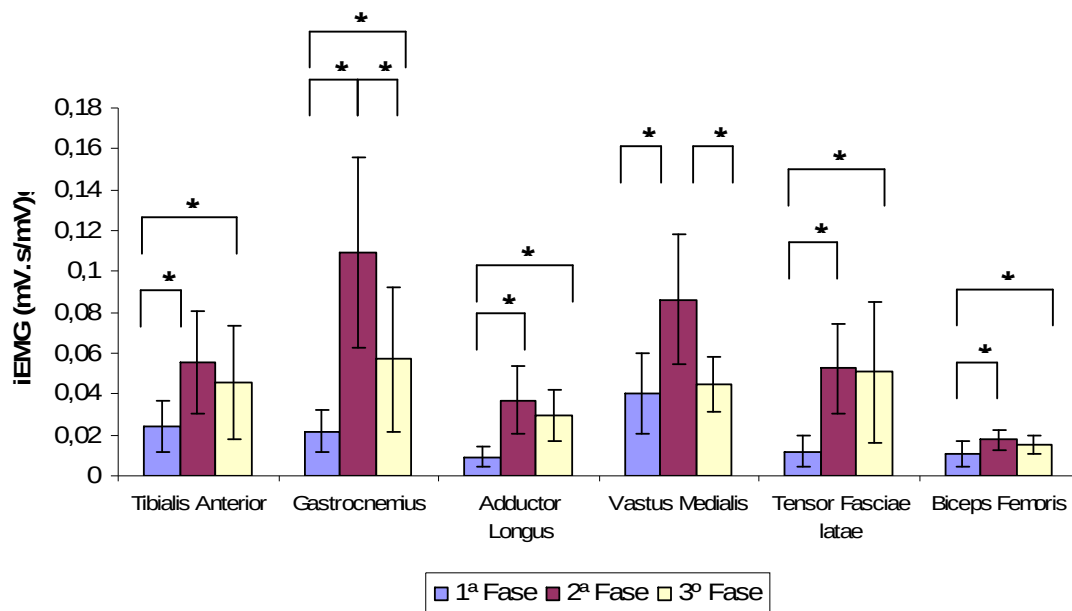


Figura 25. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição base em função da fase.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 20. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição base em função da fase.

Fase	iEMG Posição base					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
1ª Fase	0,02442 ± 0,01267	0,02165 ± 0,01243	0,00916 ± 0,04820	0,04012 ± 0,01965	0,01202 ± 0,00785	0,01041 ± 0,00619
2ª Fase	0,05561 ± 0,02493	0,10938 ± 0,04627	0,03596 ± 0,01653	0,08635 ± 0,03211	0,05247 ± 0,02192	0,01763 ± 0,00509
3ª Fase	0,04554 ± 0,02750	0,05700 ± 0,03557	0,02929 ± 0,01264	0,04489 ± 0,01346	0,05092 ± 0,03460	0,01531 ± 0,00430

Valores de <i>p</i> Posição base			
Tibialis Anterior	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,079
Gastrocnemius Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Adductor Longus	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,083
Vastus Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,411
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Tensor Fasciae Latae	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,797
Bíceps Femoris	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,081

Quadro 21. Valores de *p* para as diferenças de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição base em função da fase.

Através da figura 25 e dos dados apresentados nos quadros 20 e 21 podemos constatar que a segunda fase para PB apresenta sempre valores de iEMG superiores do que as outras duas fases. Analisando individualmente

cada músculo podemos observar, para o tibialis anterior diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e a terceira, e entre a primeira e segunda fase do ciclo, resultados que coincidem com os obtidos para a %CVM. O gastrocnemius apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases, sendo que a segunda revela valores bem acima das outras. O adductor longus apresenta os seus valores mais elevados na segunda fase, no entanto, revela diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e terceira fase, e entre a primeira e segunda. O vastus medialis apresenta os valores mais elevados na segunda fase, verificando-se diferenças estatisticamente significativas entre esta e a primeira e terceira fases. O tensor fasciae latae apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a primeira fase e as outras duas, sendo que a segunda e terceira fase têm valores mais elevados do que a primeira. O bíceps femoris revela valores estatisticamente diferentes entre a primeira e terceira, e primeira e terceira fase estes resultados coincidem com os da %CVM.

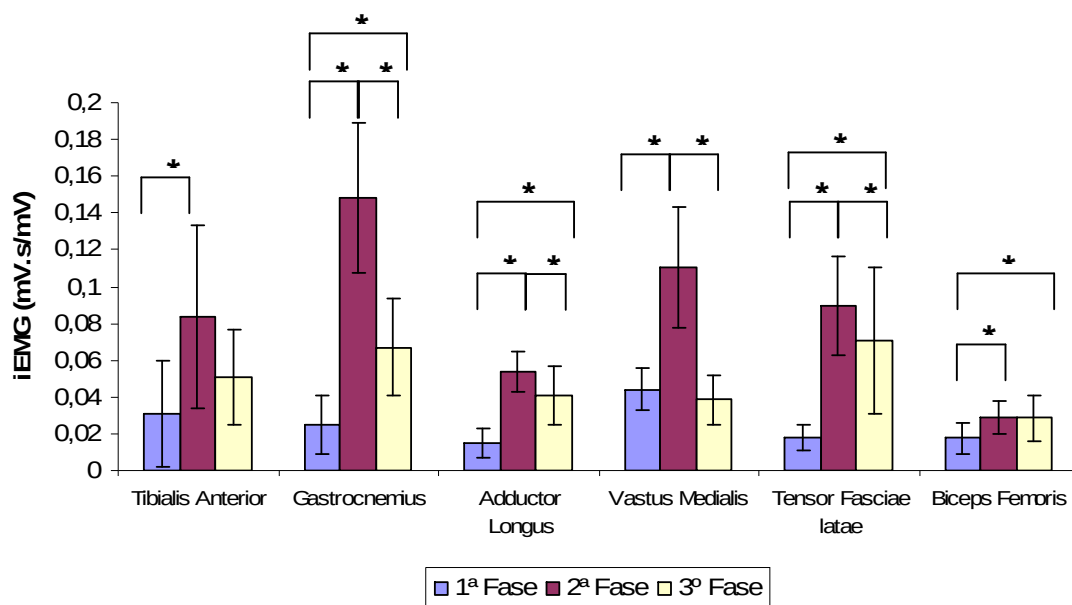


Figura 26. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem com braços levantados em função da fase.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 22. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem com braços levantados em função da fase.

Fase	iEMG Braços levantados					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
1ª Fase	0,03087 ± 0,02856	0,02470 ± 0,01605	0,01525 ± 0,00780	0,04420 ± 0,01175	0,01810 ± 0,00726	0,01757 ± 0,00864
2ª Fase	0,08388 ± 0,04977	0,14814 ± 0,04080	0,05388 ± 0,01120	0,11073 ± 0,03273	0,08959 ± 0,02730	0,02864 ± 0,00905
3ª Fase	0,05077 ± 0,02551	0,06706 ± 0,02628	0,04068 ± 0,01559	0,03839 ± 0,01313	0,07099 ± 0,03992	0,02851 ± 0,01213

Valores de <i>p</i> Braços levantados			
Tibialis Anterior	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,083
	2ª Fase	3ª Fase	0,001
Gastrocnemius Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Adductor Longus	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Vastus Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,538
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Tensor Fasciae Latae	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,025
Bíceps Femoris	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,998

Quadro 23. Valores de *p* para as diferenças de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem com os braços levantados em função da fase.

Através da figura 26 e dos dados apresentados nos quadros 22 e 23 podemos constatar que a segunda fase para BL apresenta sempre valores de iEMG superiores do que as outras duas fases. Analisando individualmente

cada musculo podemos observar, para o *tibialis anterior* diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e a segunda fase do ciclo. O *gastrocnemius* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases, sendo que a segunda revela valores claramente acima das outras. O *adductor longus* apresenta os seus valores mais elevados na segunda fase, revelando diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases do ciclo. O *vastus medialis* apresenta valores bem mais elevados na segunda fase verificando-se diferenças estatisticamente significativas entre esta e a primeira e terceira fase. O *tensor fasciae latae* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases, sendo que a segunda e terceira fase têm valores mais elevados do que a primeira. O *bíceps femoris* revela valores estatisticamente diferentes entre a primeira e terceira, e primeira e segunda.

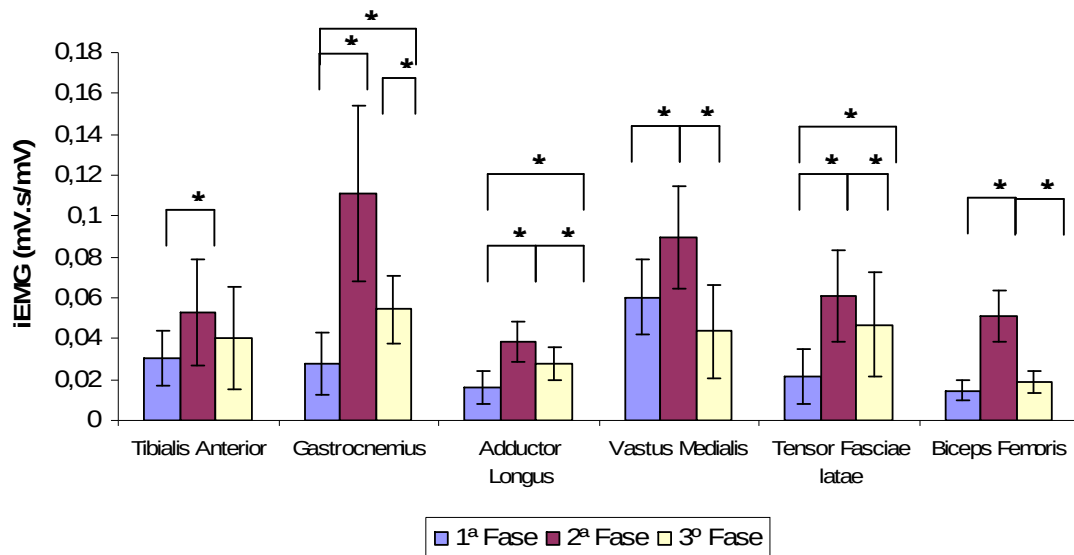


Figura 27. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedagem na posição horizontal em função da fase.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 24. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase.

Fase	iEMG Posição Horizontal					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
1ª Fase	0,03064 ± 0,01358	0,02785 ± 0,01549	0,01607 ± 0,00773	0,06028 ± 0,01858	0,02154 ± 0,01342	0,01455 ± 0,00486
2ª Fase	0,05292 ± 0,02601	0,11127 ± 0,04284	0,03864 ± 0,01008	0,08945 ± 0,02515	0,06091 ± 0,02258	0,05118 ± 0,01234
3ª Fase	0,04022 ± 0,02471	0,05429 ± 0,01653	0,02735 ± 0,00804	0,04359 ± 0,0231	0,04699 ± 0,02553	0,01877 ± 0,00564

Valores de <i>p</i> Posição horizontal			
Tibialis Anterior	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,200
	2ª Fase	3ª Fase	0,062
Gastrocnemius Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,001
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Adductor Longus	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Vastus Medialis	1ª Fase	2ª Fase	0,034
		3ª Fase	0,318
	2ª Fase	3ª Fase	0,000
Tensor Fasciae Latae	1ª Fase	2ª Fase	0,000
		3ª Fase	0,000
	2ª Fase	3ª Fase	0,010
Bíceps Femoris	1ª Fase	2ª Fase	0,021
		3ª Fase	0,960
	2ª Fase	3ª Fase	0,041

Quadro 25. Valores de *p* para as diferenças de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a retropedalagem na posição horizontal em função da fase.

Através da figura 27 e dos resultados apresentados nos quadros 24 e 25 podemos constatar que a segunda fase para PH apresenta sempre valores de iEMG superiores do que as outras duas fases.

Analisando cada músculo individualmente, podemos observar, para o tibialis anterior diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e a segunda. O gastrocnemius volta a apresentar valores muito elevados para a segunda fase revelando diferenças entre todas as fases. O adductor longus apresenta os seus valores mais elevados na segunda fase tendo diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases. O vastus medialis apresenta valores elevados para a segunda fase revelando diferenças estatisticamente significativas entre a primeira e segunda, e segunda e terceira fases. O tensor fasciae latae apresenta diferenças estatisticamente significativas entre todas as fases do ciclo. O bíceps femoris revela valores estatisticamente diferentes entre a primeira e segunda, e segunda e terceira fase estes resultados não são esperados dada a fraca %CVM que este musculo apresenta na segunda fase.

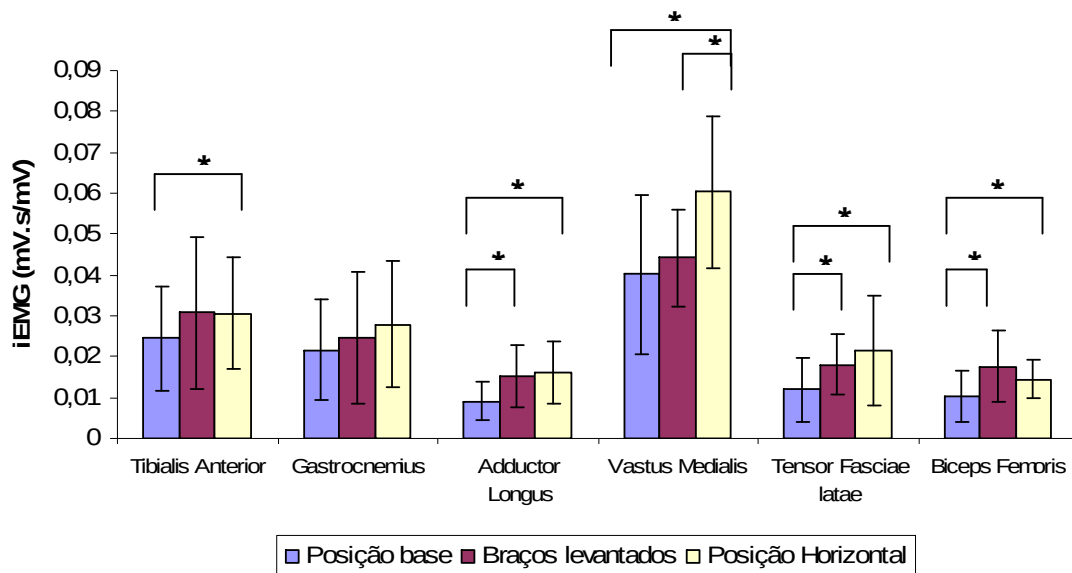


Figura 28. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 1ª fase em função do tipo de retropedalagem.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 26. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 1ª fase em função do tipo de retropedalagem.

	iEMG 1ª Fase					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
PB	0,02442 ± 0,01267	0,02165 ± 0,01243	0,00916 ± 0,00482	0,04012 ± 0,01965	0,01202 ± 0,00785	0,01041 ± 0,00619
BL	0,03087 ± 0,01856	0,0247 ± 0,01605	0,01525 ± 0,0078	0,0442 ± 0,01175	0,0181 ± 0,00726	0,01757 ± 0,00864
PH	0,03064 ± 0,01358	0,02785 ± 0,01549	0,01607 ± 0,00773	0,06028 ± 0,01858	0,02154 ± 0,01342	0,01455 ± 0,00486

Valores de p 1ª Fase			
Tibialis Anterior	PB	BL	0,788
		PH	0,035
	BL	PH	0,147
Gastrocnemius Medialis	PB	BL	0,506
		PH	0,178
	BL	PH	0,493
Adductor Longus	PB	BL	0,002
		PH	0,000
	BL	PH	0,640
Vastus Medialis	PB	BL	0,604
		PH	0,000
	BL	PH	0,001
Tensor Fasciae Latae	PB	BL	0,042
		PH	0,001
	BL	PH	0,168
Bíceps Femoris	PB	BL	0,000
		PH	0,042
	BL	PH	0,179

Quadro 27. Valores de *p* para as diferenças de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 1ª fase em função do tipo de retropedalagem.

Através do gráfico (figura 28) e dos valores apresentados nos quadros 26 e 27 podemos constatar que ao contrário do que acontece com a %CVM e também comparativamente com as outras fase, para a primeira fase PH apresenta tendencialmente valores de iEMG superiores a BL o que poderá

indicar que nesta fase na PH os músculos terão uma tendência para manter a sua actividade elevada ao longo da fase em vez de realizarem picos de actividade nesta.

Analisando cada músculo individualmente, podemos observar, para o *tibialis anterior* diferenças estatisticamente significativas entre a PB e PH. O *gastrocnemius* não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes tipos de retropedalagem. O *adductor* apresenta os seus valores mais elevados para PH, sendo que, apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, e PB e PH, tendo a PB os valores mais baixos. O *vastus medialis* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre a PB e PH, e BL e PH. O *tensor fasciae latae* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, e entre PB e PH. O *bíceps femoris* revela valores estatisticamente diferentes entre PB e os outros tipos.

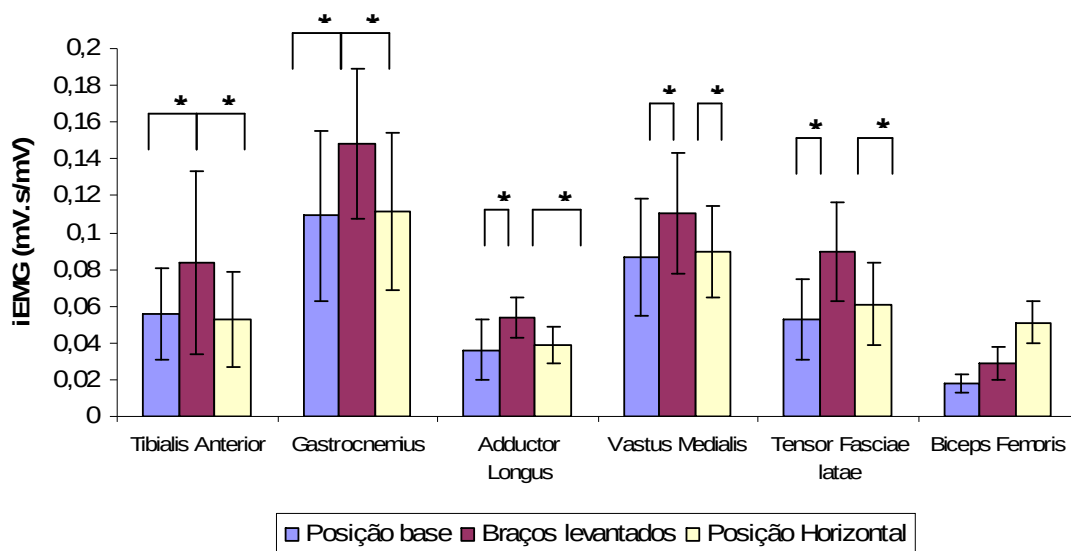


Figura 29. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 28. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem.

	iEMG 2ª Fase					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
PB	0,05561 ± 0,02493	0,10938 ± 0,04627	0,03596 ± 0,01653	0,08635 ± 0,03211	0,05247 ± 0,02192	0,01763 ± 0,00509
BL	0,08388 ± 0,04977	0,14814 ± 0,0408	0,05388 ± 0,0112	0,11073 ± 0,03273	0,08959 ± 0,0273	0,02864 ± 0,00905
PH	0,05292 ± 0,02601	0,11127 ± 0,04284	0,03864 ± 0,01008	0,08945 ± 0,02515	0,06091 ± 0,02258	0,05118 ± 0,01107

Valores de p 2ª Fase			
Tibialis Anterior	PB	BL	0,005
		PH	0,763
	BL	PH	0,002
Gastrocnemius Medialis	PB	BL	0,001
		PH	0,861
	BL	PH	0,001
Adductor Longus	PB	BL	0,000
		PH	0,684
	BL	PH	0,000
Vastus Medialis	PB	BL	0,005
		PH	0,683
	BL	PH	0,015
Tensor Fasciae Latae	PB	BL	0,000
		PH	0,345
	BL	PH	0,000
Bíceps Femoris	PB	BL	0,477
		PH	0,084
	BL	PH	0,148

Tabela 29. Valores de *p* para as diferenças de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 2ª fase em função do tipo de retropedalagem.

Através do gráfico e dos dados apresentados no quadro podemos constatar que BL, à exceção do bíceps femoris, apresenta os valores de iEMG mais elevados para a segunda fase.

Analisando cada músculo individualmente, podemos observar, para o tibialis anterior, tal como acontece na %CVM, diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, e entre a PH e BL, assim pode-se verificar que a retropedalagem BL apresenta valores de iEMG superiores aos outros tipos de retropedalagem. O gastrocnemius apresenta valores muito elevados nesta fase tornando-se o músculo predominante, este revela diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, e BL e PH. O adductor longus para a segunda fase apresenta os seus valores mais elevados para BL e apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, e BL e PH. O vastus medialis apresenta valores elevados nesta fase e diferenças estatisticamente significativas entre a PB e BL, e BL e PH. O tensor fasciae latae para esta fase apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, e BL e PH. O bíceps femoris não revela valores estatisticamente diferentes entre os diferentes tipos de retropedalagem, no entanto, deve-se salientar os valores apresentados na PH onde se poderá pensar que este músculo apresenta na segunda fase na PH um desempenho mais importante.

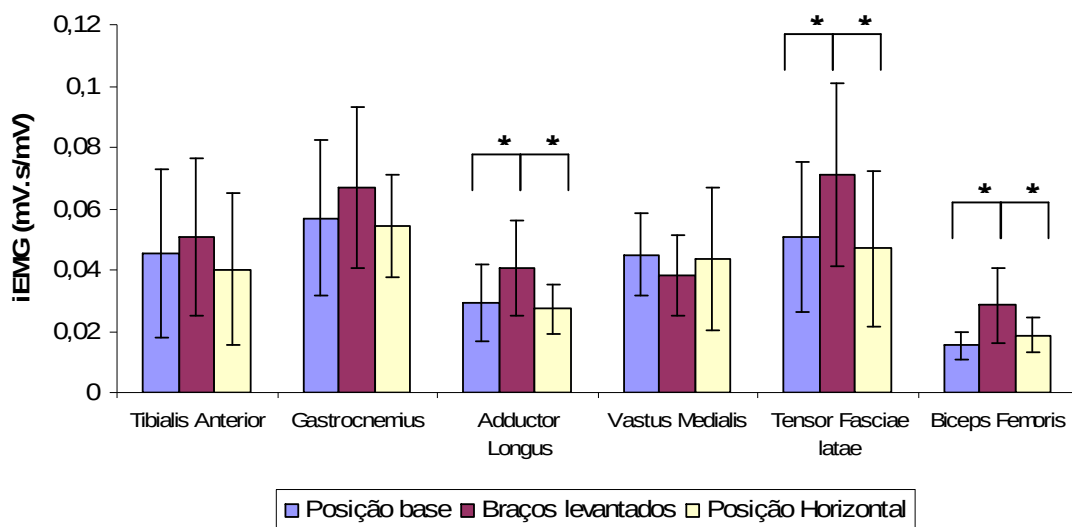


Figura 30. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem.

* Diferenças estatisticamente significativas para $p \leq 0.05$.

Quadro 30. Resultados dos valores de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem.

	iEMG 3ª Fase					
	Tibialis Anterior	Gastrocnemius Medialis	Adductor Longus	Vastus Medialis	Tensor Fasciae Latae	Bíceps Femoris
PB	0,04554 ± 0,02750	0,05700 ± 0,02557	0,02929 ± 0,01264	0,04489 ± 0,01346	0,05092 ± 0,02460	0,01531 ± 0,00430
BL	0,05077 ± 0,02551	0,06706 ± 0,02628	0,04068 ± 0,01559	0,03839 ± 0,01313	0,07099 ± 0,02992	0,02851 ± 0,01213
PH	0,04022 ± 0,02471	0,05429 ± 0,01653	0,02735 ± 0,00804	0,04359 ± 0,0231	0,04699 ± 0,02553	0,01877 ± 0,00564

Valores de p 3ª Fase			
Tibialis Anterior	PB	BL	0,425
		PH	0,414
	BL	PH	0,110
Gastrocnemius Medialis	PB	BL	0,147
		PH	0,692
	BL	PH	0,066
Adductor Longus	PB	BL	0,000
		PH	0,533
	BL	PH	0,000
Vastus Medialis	PB	BL	0,557
		PH	0,906
	BL	PH	0,638
Tensor Fasciae Latae	PB	BL	0,021
		PH	0,643
	BL	PH	0,006
Bíceps Femoris	PB	BL	0,000
		PH	0,089
	BL	PH	0,000

Quadro 31. Valores de *p* para as diferenças de iEMG para os músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Adductor Longus*, *Vastus Medialis*, *Tensor Fasciae Latae* e *Bíceps Femoris* para a 3ª fase em função do tipo de retropedalagem.

Através do gráfico e dos dados apresentados no quadro podemos constatar que BL, à exceção do vastus medialis apresenta os valores de iEMG mais elevados para a terceira fase, no entanto, também é possível verificar que parece ser nesta fase que os diferentes tipos de retropedalagem são mais idênticos.

Analisando cada músculo individualmente, podemos observar, para o tibialis anterior que este não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre qualquer tipo de retropedalagem. O gastrocnemius também não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre os tipos de retropedalagem. O adductor longus apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, BL e PH. O vastus medialis não apresenta diferenças estatisticamente significativas entre as retropedalagens. O tensor fasciae latae apresenta diferenças estatisticamente significativas entre PB e BL, e BL e PH, tal como o bíceps femoris.

Para este grupo de análise (iEMG), a nossa amostra apresentou, em síntese:

- Na PB a segunda fase foi aquela que apresentou valores mais elevados de iEMG;
- Na retropedalagem com BL a segunda fase foi aquela que apresentou valores mais elevados de iEMG;
- Na PH a segunda fase foi aquela que apresentou valor mais elevados de iEMG;
- Na primeira fase do ciclo a PH foi aquela que apresentou valores mais elevados de iEMG;
- Na segunda fase do ciclo a retropedalagem com BL foi aquela que tendencialmente apresentou valores mais elevados de iEMG;
- A terceira fase do ciclo foi a que apresentou menos diferenças entre os diferentes tipos de retropedalagem:

6. Conclusão

Os registos electromiográficos, dos ciclos de retropedalagem na posição base, com os braços levantados e na posição horizontal, dos *músculos Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medialis, Adductor Longus, Vastus Medialis, Tensor Fasciae Latae e Bíceps Femoris*, de acordo com os objectivos formulados para o presente estudo, revelaram algumas diferenças interessantes que permitiram-nos concluir que:

Relativamente à %CVM:

- A primeira e segunda fases são tendencialmente aquelas que têm valores mais elevados de %CVM.
- A terceira fase é tendencialmente aquela que tem valores mais baixos de %CVM.
- BL apresenta tendencialmente valores mais elevados de %CVM nas fases do ciclo.
- O *Bíceps Femoris* contraria a tendência ao apresentar, na segunda fase, valores de %CVM mais elevados para PH.
- O *Tibialis Anterior* apresenta maiores valores de %CVM na primeira fase.
- O *Gastrocnemius* apresenta maiores valores de %CVM na segunda fase.
- O *Adductor Longus* apresenta maiores valores de %CVM na segunda fase.

- O *Vastus Medialis* apresenta maiores valores de %CVM na primeira fase.
- O *Bíceps Femoris* apresenta maiores valores de %CVM na primeira fase.

Relativamente à iEMG:

- PB apresenta na segunda fase valores de iEMG mais elevados.
- BL apresenta na segunda fase valores de iEMG mais elevados.
- PH apresenta na segunda fase valores de iEMG mais elevados.
- Na primeira fase, PH apresenta tendencialmente valores de iEMG mais elevados.
- Na segunda fase, BL apresenta tendencialmente valores de iEMG mais elevados.
- Na terceira fase, BL apresenta tendencialmente valores de iEMG mais elevados.

Devemos ter em consideração, olhando para as conclusões apresentadas, que este foi um estudo com uma amostra reduzida e de certa forma inédito, o que se traduziu em alguma fragilidade em termos de protocolos experimentais e de discussão de resultados.

No entanto, foi possível verificar aspectos interessantes que devem ser alvo de reflexão, como: diferentes fases do ciclo solicitam diferentes músculos,

facto que se deverá ter em atenção quando relacionando a fase do ciclo com a anatomia funcional, nomeadamente, na primeira fase que parece implicar uma posição de difícil execução, mas com picos de actividade muscular. Também se deverá ter em conta que a retropedalagem com BL apresentou de forma clara uma actividade muscular superior aos outros tipos, o que pode ser alvo de reflexão no treino do gesto técnico.

Assim, para estudos futuros, sugerimos o aprofundamento dos conhecimentos sobre as consequências ao nível de outros grupos musculares no movimento, o estudo de outros tipos de movimentos utilizados no pólo aquático envolvendo a retropedalagem, uma abordagem mais focada no gesto técnico com o uso de cinemetria para a caracterização do gesto técnico juntamente com EMG, bem como o estudo com uma amostra maior.

7. Referências bibliográficas

Acierno, S.; Baratta, R.; Solomonow, M. (1995). *A Pratical Guide to electromyography: for biomechanists*. Louisiana State University. New Orleans, USA.

Alexander, M., Taylor, C. (2005). The Technique of the Eggbeater Kick.
http://coachesinfo.com/category/water_polo/

Alves, F. (1996). Economia de nado, técnica e desempenho competitivo nas técnicas alternadas. *Natação*, Jan/Fev/Març, 28 (5): 3-15.

Amadio, A; Duarte, M. (1996). *Fundamentos Biomecânicos para análise do movimento*. Laboratório de Biomecânica – Universidade de São Paulo. São Paulo, Brasil.

Amorim, C.; Silva, G.; Avelino, M. (1999). Desenvolvimento de sistema para aquisição de sinais electromiográficos segundo o princípio de eléctrodos activos. In: M. Kraeski, A. Moro, S. Melo; A. Ávila (eds), *VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, pp. 381-386. Santa Catarina, Brasil.

Arellano, R. (1990). El entrenamiento técnico. In: F.E.N. (eds), *Natation*, pp. 35-52. Comité Olímpico Español. Madrid, Espanha.

Bartlett, R. (1997). Electromyography. In: R. Bartlett (ed.), *Introduction to Sports Biomechanics*, pp. 228-253. ExFnSpon. New York, USA.

Basmajian, V.; De Luca, C. (1985). *Muscles Alive*. Williams and Willkins, Baltimore, USA.

Baumann, W. (1995). Métodos de medição e campos de aplicação da Biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: A. David, J. Fonseca (eds.), *VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Brasília, Brasil.

Bompa, T. (1983). *Theory and methodology of training*. York University. Toronto, USA.

Borga, L., (1988). Factores Básicos que determinam as reacções e acções do guarda-redes. In: Comunicações do XI Congresso Técnico da APTN, 208-217. Viana do Castelo.

Bratusa, Z., Matkovic, I., Dopsaj, M. (2002). Model characteristics of water polo players' activities in vertical position during a match. In: Chatard, J. C. (ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*. Saint-Etienne: Publications de L'Universite de Saint-Etienne, 481-486.

Bratusa, Z., Dopsaj, M. (2005). Difference between general and specific swimming abilities of junior top water polo players based on their position within the team. In: J. P. Vilas-Boas, F. Alves, A. Marques (eds.), *Xth International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming*. Porto: Publications de Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, Vol. 6, Supl. 1, June 2006.

Brooks, G.; Thomas, F.; White, T. (1995). *Exercise Physiology: Human Bioenergetics and its Applications* (2nd ed.). Mayfield Publishing Company. Mountain View, California, USA.

Bull, M.; Ferreira, M.; Freitas, V.; Vitti, M.; Cury, P. (1999). Validação electromiográfica dos exercícios de remada com pegadas média e fechada para o condicionamento físico dos músculos trapézio (porção superior), e serrátil anterior (porção inferior). In: M. Kraeski, A. Moro, S. Melo, A. Ávila (eds), *VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, pp. 355-368. Santa Catarina, Brasil.

Carvalho, J.; Gonçalves, P.; Conceição, F.; Vilas-Boas, J.P. (1999). Eléctrodos activos para EMG diferencial de superfície em contexto desportivo (Resumo). In: *Livro de Resumos do 1º Congresso Internacional de Ciências do Desporto, Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto*. Porto, Portugal.

Carzola, G. (1984). *De l'evaluaton en activité physique et sportive*. Travaux et recherches en E.P.S. nº7, Evaluation de la valeur physique, pp. 82-94. INSEP, Paris.*

Clarys, J. (1975). Analysis of the eggbeater and breaststroke kicks in waterpolo. In: L. Lewille e J. Clarys (eds). *Swimming II*, 241-446. University Park Press, Baltimore.

Clarys, J. (1979). Human morphology and hydrodynamics. In: Terauds J., Bedingfield E. (eds). *Swimming III*. Baltimore (MD) University Park Press, 1979: 3-41.

Clarys, J. (1983). Biomechanical and morphological aspects of water polo. In: Wod GA, (ed). *Collected papers on sports biomechanics*. Nedlands (WA): University of Western Australia, 1983: 102-32.

Clarys, J. (1983). A review of EMG in swimming: explanation of facts and/or feedback information. In: A. Hollander, P. Huijing, G. Groot (eds), *Biomechanics and medicine in swimming*, pp. 123-135. Champaign, Illinois, USA.

Clarys, J. (1985). A review of EMG in swimming: explanation of facts and/or feedback information. In: A. Hollander; P. Huijing, G. Groot (eds). *Biomechanics and medicine in swimming*, pp. 123-135. Champaign, Illinois, USA.

Clarys, J. (1985a). Hydrodynamics and electromyography: ergonomics aspects in aquatics. *Applied Ergonomics*, 16 (1): 11-24.

Clarys, J. (1994). Electrology and localized electrization revisited. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 4: 5-14.

Clarys, J. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43 (10): 1750-1762.

Clarys, J.; Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of Sport Sciences*, 11: 379-448.

Clarys, J.; Alewaeters, K. (2003). Science and sports: a brief history of muscle, motion and ad hoc organizations, *Journal of Sports Sciences*, 21: 669-677.

Correia, P.; Santos, P.; Veloso, A. (1993). *Electromiografia. Fundamentação fisiológica. Métodos de recolha e de processamento. Aplicações cinesiológicas*. Universidade Técnica de Lisboa. Edições FMH. Lisboa, Portugal.

Correia, P.; Mil-Homens, P.; Veloso, A. (1995). *Electromiografia. Fundamentação fisiológica. Métodos de recolha e processamento. Aplicações cinesiológicas*. Departamento de Ciências da Motricidade, Departamento de Ciências do Desporto. Edições FMH. Lisboa, Portugal.

Correia, P.; Santos, P.; Veloso, A. (1998). Estudo da Função Neuromuscular com recurso à Electromiografia. *Episteme*, 2.

Correia, P.; Mil-Homens, P. (2004). A electromiografia no estudo do movimento humano. FMH Edições. Lisboa, Portugal.

Counsilman, J. (1984). *A Natação: ciência e técnica para a preparação de campeões*. Paisagem Editora.

Cureton, T. (1930). Mechanics and kinesiology of swimming. *Research quarterly*, 1(4): 87-121.*

Cutino, P., Bledsoe, R. (1976). Polo: the manual for coach and player. Swimming World Publications, L.A., California

Dainty, D.; Norman, R. (1987). *Standardizing biomechanical testing in sport*. Human Kinectics Publishers, Champaign, Illinois, USA.

Davis T, Blanksby BA. Cinematographic analyses of the overhand water polo throw. J Sports Med Phys Fitness 1977; 17: 5-16.

De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13: 135-163.

De Luca, C. (2002). *The Use of Surface Electromiography in Biomechanics*. Delsys Inc. USA.

De Luca, C.; Knaflitz, M. (1990). *Surface electromyography: what's new? Monograph of the neuromuscular research center*. Boston University. Bóston, USA.

Dopsaj, M., Matkovic, I. (1994). Motor activities during the game. Physical Culture, 48 (4): 339 – 347.

Dopsaj, M., Matkovic, I. (1998) The structure of technical and tactical activities of water polo players in the first Yugoslav league during the game, VIII International Symposium on Biomechanics and Swimming, Juvaskyla, Finland.

Ekstrom, R., Sodeberg, G.; Donatelli, R. (2005). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15: 418-428.

Fernandes, R.; Vilas-Boas, J. P. (2002). *Factores influenciadores do rendimento em Natação Pura Desportiva – Breve Revisão*. Documento de apoio à disciplina Metodologia I – Natação. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Gonçalves, P.; Pereira, S.; Vilar, S.; Figueiredo, P.; Sousa, A.; Fernandes, R.; Vila-Boas, J.P. (2006). Underwater electromyograph system and his dialog with other instrumentation. In: Vilas-Boas, J.P.; Alves, F. and Marques, A. (eds.), *International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming X, Portuguese Journal of Sport Sciences*, Porto, 6 (1): 21.

Gray, H. (1999). *Gray's anatomy* (39th ed.). Churchill Livingstone. London, England.

Guyton, A. (1992). *Tratado de Fisiologia Médica* (8^a ed.) Editora Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, Brasil.

Hall, S. (1991). *Biomecânica básica*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, Brasil.

Hay, J. G. (1978). *The biomechanics of sports techniques*. (2nd ed). Englewood Cliffs. Prentice-Hall, USA.

Hay, J. (1986). The status of research on the biomechanics of swimming. In: J. Hay (ed.). *Starting, stroking & turning*. A compilation of research on biomechanics of swimming – 1983/86. University of Iowa, Iowa, USA.

Hebbelinck, M. (1975). Body build and somatotype of Olympic swimmers, divers and water polo players. In: Clarys, J., Lewille, L. (eds). *Swimming II*. Baltimore (MD): University Park Press, 1975: 285-305.

Herzog, W.; Guimarães, A.; Zhang, Y. (1994). *Biomechanics*. Wiley. USA.

Hohmann, A., Frase, R. Analysis of swimming speed and energy metabolism in competition water polo games. In: MacLaren, D., Reilly, T., Lees, A., editors. *Swimming science VI: biomechanics and medicine in swimming*. London: E & FN Spon, 1992: 313-9.

Hines, C., (1969). *How to play and teach waterpolo*. Kaye & Ward, London

Hohmann, A., Kirsten, R.; Kruger, T. (2006). EMG-Model of the Backstroke Start Technique. In: J.P., Vilas Boas, F., Alves, A., Marques (eds), *X International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming, Portuguese Journal of Sport Sciences*, Porto, 6 (1): 38-39.

Holmér, I. (1974). Physiology of swimming in man. *Acta Physiol. Scand.*, Suppl. 407:1-55.

Holmér, I. (1983). Energetics and Mechanical work swimming. In: A., Hollander; P., Huijing, G., Groot (eds). *Biomechanics and medicine in swimming*. pp 154-164. Champaign, Illinois, USA.

Homma, Mi., Homma, Ma. (2005). Coaching points for the technique of the eggbeater kick in synchronized swimming based on three-dimensional motion analysis. *Sports Biomechanics*, Vol.4 (1): 73-88.

Klissouras, V. (1986). Factores genéticos y rendimiento deportivo. *Stadium*, 20: 116.

Kreighbaum, E.; Barthels, K. (1996). *Biomechanics: A Qualitative Approach for Studying Human Movement* (4th ed.). Allyn and Bacon.

Kumar, S.; Mital, A. (1996). *Electromyography in ergonomics*. Taylor & Francis. Londres, England.

Laurice, D. (1987). Arm stroke EMG and kinematics of swimmers. In: J., Rerauds, B., Gowitzko, L., Holt (eds), *Biomechanics in Sports III*, pp. 182-191.

Lima, A. (2005). *Conhecimento de resultados e eficiência no treino da técnica em natação: concepção, desenvolvimento e avaliação de um sistema de biofeedbacks para o treino da técnica em nadadores*. Dissertação de Doutoramento no ramo das Ciências do Desporto. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Lynn, M.; Eplier, M. (2000). *Fundamentos técnicos de avaliação músculo-esquelética* (2ª ed.). Editora Ganabara Koogan. Rio de Janeiro, Brasil.

Lewillie, L. (1976). Variability of myoelectric signals during swimming. In: P.V., Komi (Ed), *Biomechanics VI*, pp. 230-234 University Park Press, Baltimore, USA.

Maglischo, E. W. (2003). *Swimming fastest*. Mayfield Publishing Company. Mountain View, California, USA.

Malina, R.; Bouchard, C. (1991). *Growth, maturation and physical activity*. Human Kinetics Books. Champaign, Illinois, USA.

Massada, L. (2001). *O Bipedismo no Homo Sapiens – Postura recente. Nova Patologia*. Caminho. Lisboa, Portugal.

McArdle, W.; Katch, F.; Katch, V. (1996). *Fisiologia do Exercício – Energia, Nutrição e Desempenho Humano* (4ª ed.). Editora Ganabara Koogan. Rio de Janeiro, Brasil.

Mujika, I.; Chatard, J.; Busso, T.; Geyssant, A.; Barale, F.; Lacoste, L. (1995). Effects of training on performance in competitive swimming. *J Appl Physiol*, 20(4): 395-406.

Oliveira, R.; Gonçalves, M.; Denadai, B. (1998). *Análise dos registos electromiográficos obtidos com diferentes tipos de eléctrodos*. Departamento de Educação Física, Laboratório de Biodinâmica, UNESP. Rio Claro, Brasil.

Palastanga N.; Field, D.; Soames, R. (1998). *Anatomy and human movement: structure and function* (3rd ed.). Butterworth Heinemann. Oxford, England.

Palastanga N.; Field, D.; Soames, R. (2000). *Anatomia e movimento humano: estrutura e função* (3^a ed.). Manolo. São Paulo, Brasil.

Petric T. Testing the players to improve coaching. Proceedings of the Federation Internationale de Natation Amateur (FINA) First World Water Polo Coaches seminar; 1991 May 27 - June 3: Athens. Lausanne: FINA, 1991; 131-8.

Payton, C. J.; Bartlett, R. M.; Baltzopoulos, V. (1999). The Contribution of Body Roll to Hand Speed in Front Crawl Swimming – An Experimental Study. In: K. Keskinen; P. Komi; A. Hollander. *VIII Biomechanics and Medicine in Swimming*. Department of Biology of Physical Activity. University of Jyväskylä, Finland.

Pezarat, P. (2000). *Electromiografia: Aplicações no âmbito da cinesiologia*. Universidade Técnica de Lisboa. Edições FMH. Lisboa, Portugal.

Pezarat, P.; Mil-Homens, P.; Veloso, A.; Cabri, J. (1998). *Estudo da função neuromuscular com recurso à electromiografia: Desenvolvimento e fundamentação de um sistema de recolha e processamento e estudos realizados*. Universidade Técnica de Lisboa. Edições FMH. Lisboa, Portugal.

Piette, G.; Clarys, J. (1979). Telemetric EMG of the front crawl movement. In: J. Terauds, E. Bedingfield (eds). *Swimming III*, pp. 153-159. Universitt Park Press.

Pink, M., Perry, J., Browne, A., Scovazzo, M.; Kerrigan, J. (1991). The normal shoulder during freestyle swimming: an electromyographic analysis of twelve muscles. *American Journal of Sports Medicine*, 19(6): 569-576.

Rainoldi, A.; Cescon, C.; Bottin, A.; Casale, R.; Caruso, I. (2004). Surface EMG alterations induced by underwater recording. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14: 325-331.

Rau, G.; Schulte, E.; Disselhorst-Klug, C. (2004). From cell to movement: to what answers does EMG really contribute. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14: 611-617.

Rouard, A., Quezel, G.; Billat, R. (1992). Effects of speed on EMG and kinematic parameters in freestyle. In: T., Maclaren, A., Reilly, A., Lees (eds), *Biomechanics and Medicine in Sport*, 6: 93-97.

Rouard, A., Billat, R., Deschodt, V.; Clarys, J. (1993). Muscular activation in sweep movements of the upper limb in freestyle swimming. In: H., Riehle, M., Vieten (Eds), *XIX I.S.B. Congress*, pp 781-782.

Rouard, A., Schleihau, R.; Troup, J. (1993). Relationships between hand forces and EMG in free style swimming. In: H., Riehle, M., Vieten (Eds), *XIX I.S.B. Congress*, pp 1150-1151.

Sanders, R.H. (1999). A Model of Kinematic Variables Determining Height Achieved in Water Polo Boosts. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 270-283.

Sanders, R.H. (1999). Analysis of the Eggbeater Kick Used to Maintain Height in Water Polo. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 284-291.

Sanders, R.H. (2005). Strength, flexibility and timing the eggbeater kick.
http://coachesinfo.com/category/water_polo/5/

Sarmiento, P., (1994). Physiological and morphological task related profiles of Portuguese water polo players. VII International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming, Atlanta.

SENIAM (1999). European recommendations for surface electromyography. In: H. Hermens; B. Freriks; R. Merletti; D. Stegeman; J. Blok; G. Rau; C. Klug; G. Hogg (Eds), *SENIAM 8*. Roessingh Research and Development, Netherlands.

Scovazzo, M., Browne, A., Pink, M., Jobe, F.; Kerrigan, J. (1991). The painful shoulder during freestyle swimming: an electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. *American Journal of Sports Medicine*, 19(6): 577-582.

Smith, H. K. (1991). Physiological fitness and energy demands of water polo; time-motion analysis of field players and goaltenders. Proceedings of the Federation Internationale de Natation Amateur (FINA) First World Water Polo Coaches seminar; 1991 May 27 - June 3: Athens. Lausanne: FINA, 1991; 183-207.

Smith, H. K. (1999). Applied Physiology of Water Polo, *Sports Med* 1998 Nov; 26 (5): 317-334.

Thomas, C.; Pavan, J.; Silva, L.; Zaro, M. (1999). Electromiógrafo com conversor A/D. In: M. Kraeski, A. Moro, S. Melo, A. Ávila (eds), *VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, pp. 363-367. Santa Catarina, Brasil.

Vilas-Boas, J. P. (1986). *Natação: Bases Mecânicas*. Colectâneas de Textos. Associação de Estudantes do Instituto Superior de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Vilas-Boas, J. P. (1991). *A técnica em natação pura desportiva*. Documento de apoio à disciplina de Metodologia I – Natação. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Vilas-Boas, J. P. (1993). *Caracterização biofísica de três variantes da técnica de bruços*. Tese de Doutoramento. Documento não publicado. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Vilas-Boas, J. P. (1997). O estado actual da investigação científica sobre técnica desportiva em natação. *17º Congreso da Asociacion Española de Técnicos de Natación e 4º Congreso Ibérico*. Camargo, Cantabria, España.

Vilas-Boas, J. P. (1998). A técnica como base da estrutura de formação do nadador. *V Jornadas Técnico-Científicas*. Grupo Promoção Desporto e Saúde. Póvoa de Varzim, Portugal.

Vilas-Boas (1999). Bioenergética do rendimento desportivo em natação: chave para o entendimento das relações operativas entre biomecânica e fisiologia do treino. *XIX Congresso Internacional AETN. AETN Galicia. A Coruña, España*.

Vilas-Boas, J. P. (2001). *Sebenta de Biomecânica*. Associação de Estudantes da Faculdade de Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Vilas-Boas, J. P. (2004). *Lição de Síntese. Documento de apoio à disciplina de Biomecânica*. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Vilas-Boas, J. P.; Fernandes, P. (1991). Estudo foto-óptico da técnica em natação. In: J. Bento; A. Marques (eds.), *As Ciências do Desporto e a Prática Desportiva (Vol. II), desporto de rendimento, desporto de recreação e tempos livres*, pp. 337-360. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

Wakayoshi, K.; Moritani, T.; Mutoh, Y.; Miyashita, M. (1994). Electromyography evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming. *Medicine and Science in Aquatic Sports*, 39: 16-23.

Weineck, J. (1981). *Manuel d'entraînement*. Vigot Editions. Paris, France.

Weineck, J. (1986). *Manuel d'entraînement*. (3^e ed.) Editions Vigot, Paris, France.

Wilmore, J.; Costill, D. (2000). *Fisiologia del esfuerzo y del deporte* (3^a ed.). Editorial Paidotribo. España.

Winter, D. (1979). *Biomechanics of human movement*. J. Wiley Interscience Publication. New York, USA.

Winter, A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, elderly and pathological* (2nd ed.). Waterloo biomechanics. Waterloo, USA. New York, USA.

Winter, A. (2005). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (3rd ed.). Wiley. New York, USA.

* Referência Indirecta