



**FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA**

**UNIVERSIDADE DE COIMBRA**

Mafalda Sofia Cardoso Santos Figueiredo

**ANÁLISE ELECTROMIOGRÁFICA DA CONTRACÇÃO MUSCULAR DOS  
MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS COM LESÃO VERTEBRO-MEDULAR  
EM RAMPAS COM DIFERENTES INCLINAÇÕES**

**COIMBRA**

**2011**



**FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA**

**UNIVERSIDADE DE COIMBRA**

Mafalda Sofia Cardoso Santos Figueiredo

**ANÁLISE ELECTROMIOGRÁFICA DA CONTRACÇÃO MUSCULAR DOS  
MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS COM LESÃO VERTEBRO-MEDULAR  
EM RAMPAS COM DIFERENTES INCLINAÇÕES**

Dissertação à candidatura  
apresentada à Faculdade de  
Ciências do Desporto e de  
Educação Física da Universidade  
de Coimbra, para obtenção de grau  
de Mestre em Saúde e Exercício  
para Populações Especiais

**Orientadora: Professora Doutora Paula Cristina Vaz  
Bernardo Tavares**

**COIMBRA**

**2011**

Figueiredo, Mafalda. (2011). *Análise electromiografica da contracção muscular dos membros superiores de indivíduos com lesão vertebro-medular em rampas com diferentes inclinações*. Dissertação de mestrado, Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal.



## AGRADECIMENTOS

Esta dissertação é o culminar de uma longa sequência de acontecimentos. Qualquer expressão de agradecimento às pessoas que partilharam comigo esta caminhada, jamais conseguirá contemplar o verdadeiro significado e importância que tiveram na minha vida.

À minha orientadora Professora Doutora Paula Cristina Vaz Bernardo Tavares, de quem recebi repetidas lições e que agora registo o quanto lhe devo, por me ter recebido como aprendiz de investigação.

À Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra, na pessoa do Senhor Professor Doutor José Pedro Ferreira, que tornaram possível a frequência deste Mestrado e a elaboração deste trabalho de investigação.

À Direcção do Centro de Medicina e Reabilitação Rovisco Pais, pela autorização concedida para a aplicação dos instrumentos de colheita de dados.

À Equipa de Fisioterapia do Centro de Medicina e Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais, pela disponibilidade e colaboração durante o processo de colheita de dados.

Aos indivíduos que fizeram parte da amostra.

Aos meus pais, responsáveis por tudo o que sou, pessoal e profissionalmente.

Ao meu Tio Amaral, pela colaboração e pela transmissão de conhecimentos.

À Isabel e à Teresa, pela paciência, apoio e grande amizade.



## RESUMO

A cadeira de rodas é um meio de locomoção para os indivíduos paraplégicos, através da qual adquirem mobilidade e independência. Assim sendo, o tronco e os membros superiores são constantemente recrutados em tarefas diárias e no manuseamento da cadeira. As intervenções destas zonas do corpo, mais especificamente de alguns músculos, são efectuadas envolvendo esforços físicos excessivos e repetitivos, durante longos períodos de tempo, onde estão englobados os deslocamentos em rampas arquitectónicas.

Este estudo teve como objectivo principal avaliar em qual das quatro inclinações de rampa que utilizámos, existe maior actividade muscular, nos músculos Bícepsite direito e esquerdo e no Deltóide anterior direito e esquerdo.

A amostra foi constituída por oito elementos do sexo masculino com idades entre os 20 e os 50 anos. O estudo realizou-se no Centro de Medicina e Reabilitação da Região Centro – Rovisco Pais e consiste em analisar a actividade muscular dos músculos referidos em percursos/rampas com 0º (0%), 3º (5,2%), 6º (10,5%) e 9º (15,8%) de inclinação.

Foram analisados os valores totais do Root Mean Square/ Raiz Quadrada Média do sinal (RMS); a média dos valores de RMS para o total de tempo utilizado em cada deslocamento, os valores médios de contracção, no tempo total do deslocamento; os valores do Mean Power Frequency (MPF) no início e no final do deslocamento e também a velocidade média alcançada de todos os indivíduos para cada inclinação.

Os resultados mostram, a nível qualitativo, que os músculos estudados têm predominâncias diferentes nas quatro inclinações das rampas.

Na análise quantitativa, verificamos que o tempo de subida das rampas aumenta quando a inclinação também aumenta. Na análise dos valores médios de contracção, registam-se diferenças significativas ( $\leq 0,05$ ) quando relacionamos os diferentes músculos para uma mesma inclinação, assim como quando analisamos o mesmo músculo para diferentes inclinações.

À medida que as inclinações aumentam, as contracções musculares também aumentam, ao contrário de velocidade média de cada indivíduo, que vai diminuindo.



No que diz respeito à análise dos valores de MPF no início e no fim do teste, não existem diferenças significativas nos seus valores médios nas inclinações 0, 6 e 9, apenas na inclinação 3 se verifica um aumento do MPF no fim do teste. Os valores médios de MPF são semelhantes em todas as inclinações.



## ABSTRACT

The wheelchair is the mean of locomotion for paraplegics through which they acquire mobility and independence. Due to this, the upper torso muscles and members are constantly used in daily tasks like handling the wheelchair, that involve large and repetitive efforts for long periods of time, for example movements in architectural ramps.

The objective of this study is to evaluate in which of four inclinations exist more muscular activity: left and right biceps and left and anterior deltoid.

The sample was composed for eight males with ages between 20 and 55 years old. The study had place in Centro de Medicina e Reabilitação Rovisco Pais and consisted in analyze the muscular activity in inclinations with 0° (0%), 3° (5,2%), 6° (10,5%) e 9° (15,8%) degrees.

There were analyzed the total values of Root Mean Square (RMS), the average of RMS for the total time of dislocation, the percentage of Medium Contraction in the total time of dislocation and in the minimum time used to the same dislocation, the values of Mean Power Frequency (MPF) in the beginning and in the end of dislocation, and also de average speed achieved for all individuals in each of inclinations.

The results demonstrate that, in the up movement, the time increases when the inclination also increases. Analyzing the values of Medium Contraction were verified significant statistical differences ( $\leq 0,05$ ) when compared different muscles in the same situation and also when compared the same muscle in different situations.

When the inclination increases, the Medium Contraction also increases and the average speed of the individuals decreases.

Analyzing the MPF, we can conclude that in the beginning and also in the end of the test there were no differences in their average value relatively to the 0, 6 and 9 inclination degrees, but in the 3 inclination degrees existed an increasing of MPF in the end of the test.



## ÍNDICE DE GRÁFICOS

**Gráfico 1.** Resultados dos valores de RMS (%) dos músculos estudados para as quatro inclinações;

**Gráfico 2.** Valores da velocidade média (m/s) para n=8 e do erro padrão para as quatro inclinações.

**Gráfico 3.** Resultados dos valores médios de RMS (%) e do erro padrão para o Bíceps esquerdo (verde) e direito (amarelo), para cada inclinação. As barras verticais representam o desvio padrão;

**Gráfico 4.** Resultados dos valores médios de RMS (%) e do erro padrão para o Deltóide esquerdo (vermelho) e direito (azul), para cada inclinação. As barras verticais representam o desvio padrão;

**Gráfico 5.** Resultados dos valores médios de RMS (%), comparando o Bíceps Braquial (BBe e BBd) e o Deltóide Anterior (De e Dd) em termos de lateralidade;

**Gráfico 6.** Resultados dos valores de amplitude para os músculos Bíceps Braquial direito e esquerdo para a subida das rampas das diferentes inclinações.

\* Diferenças significativas entre os valores de contração nas diferentes inclinações, para  $p < 0,005$  ;

**Gráfico 7.** Resultados dos valores de amplitude para os músculos Deltóide Anterior direito e esquerdo para a subida das rampas das diferentes inclinações.

\*Diferenças significativas entre os valores de contração nas diferentes inclinações, para  $p < 0,005$ ;

**Gráfico 8.** Correlação entre velocidade / inclinação.

**Gráfico 9.** Resultados dos valores médios de MPF no início (verde) e no final (azul), para a propulsão em cadeira de rodas, consoante as inclinações da rampa para n=8. As barras verticais representam o erro padrão.





## ÍNDICE DE FIGURAS

**Figura 1.** Organização do músculo esquelético desde o nível macroscópico até ao molecular: F, G, H e I são cortes transversos nos planos indicados. (Desenho de Sylvia Colard Keene. Modificado de Fawcett: Bloom e Fawcett: A Textbook of Histology. Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1986)

**Figura 2.** Processamento do sinal EMG no tempo (Adaptado de Correia e tal., 1998);

**Figura 3.** Material utilizado para a recolha de dados;

**Figura 4.** Rampa;

**Figura 5.** Bícipete Direito;

**Figura 6.** Bícipete Esquerdo;

**Figura 7.** Deltóide Anterior Direito;

**Figura 8.** Deltóide Anterior Esquerdo;

**Figura 9.** Colocação dos eléctrodos.



## ABREVIATURAS

- ATP** – Adenosina de Trifosfato
- BBd** – Bícipete Direito
- BBe** – Bícipete Esquerdo
- Dd** – Deltóide Direito
- De** – Deltóide Esquerdo
- EMG** – Electromiografia
- EMGs** – Electromiografia de superfície
- EMGpro** – Electromiografia de profundidade
- Hz** – Hertz
- iEMG** – integração da Electromiografia
- MPF** – “Mean Power Frequency”
- n**– número de sujeitos
- P**– Significância do teste
- PNPA** – Plano Nacional de Promoção de Acessibilidade
- RMS** – Root Mean Square / Raiz Quadrada Média do Sinal
- SNC** – Sistema Nervoso Central
- UM** - Unidade Motora



## ÍNDICE GERAL

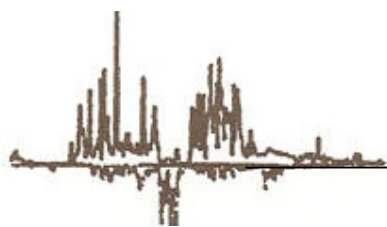
<b>AGRADECIMENTOS</b>	<b>III</b>
<b>RESUMO</b>	<b>IV</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>VI</b>
<b>ÍNDICE DE GRÁFICOS</b>	<b>VII</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b>	<b>VIII</b>
<b>ABREVIATURAS</b>	<b>IX</b>
<b>ÍNDICE GERAL</b>	<b>X</b>
<b>CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO</b>	<b>- 14 -</b>
<b>CAPÍTULO II - ESTADO DA ARTE</b>	<b>- 17 -</b>
<b>2.1 LESÃO VERTEBRO-MEDULAR</b>	<b>- 17 -</b>
<b>2.2 BARREIRAS ARQUITECTÓNICAS</b>	<b>- 18 -</b>
<b>2.3 ACTIVIDADE MUSCULAR</b>	<b>- 22 -</b>
<b>2.4 MÚSCULO</b>	<b>- 23 -</b>
<b>2.5 ANATOMIA FISIOLÓGICA DO MÚSCULO ESQUELÉTICO</b>	<b>- 24 -</b>
2.5.1 ESTRUTURA	- 24 -
2.5.2 A FIBRA MUSCULAR ESQUELÉTICA	- 24 -
2.5.2.1 Fibras Musculares	- 25 -
2.5.2.2 Actina e Miosina	- 28 -
2.5.3 CONTRACÇÃO MUSCULAR	- 29 -
2.5.4 EFICIÊNCIA DA CONTRACÇÃO MUSCULAR	- 30 -
<b>2.6 ELECTROMIOGRAFIA</b>	<b>- 31 -</b>
2.6.1 PERSPECTIVA HISTÓRICA	- 31 -
2.6.2 DEFINIÇÃO E PERSPECTIVA GERAL	- 32 -
2.6.3 SINAL ELECTROMIOGRÁFICO	- 34 -
2.6.4 RECOLHA DO SINAL ELECTROMIOGRÁFICO	- 36 -
2.6.4.1 Detecção do Sinal	- 36 -
2.6.4.1.1 Eléctrodos de Superfície	- 36 -



2.6.4.1.2 Configuração dos Eléctrodos	- 37 -
2.6.4.1.3 Colocação dos Eléctrodos	- 38 -
2.6.4.1.4 Distância entre Eléctrodos	- 38 -
2.6.5 TIPOS DE INTERFERÊNCIAS NO SINAL EMG	- 38 -
2.6.6 AMPLIFICAÇÃO DO SINAL	- 39 -
2.6.7 FILTRAGEM	- 40 -
2.6.8 ANÁLISE E PROCESSAMENTO DO SINAL EMG	- 40 -
2.6.8.1 Digitalização	- 40 -
2.6.8.2 Processamento	- 40 -
2.6.8.3 Análise Qualitativa do Sinal EMG em bruto	- 41 -
2.6.8.3.1 Amplitude	- 41 -
2.6.8.3.2 Duração	- 41 -
2.6.8.3.3 Frequência	- 41 -
2.6.8.4 Análise Quantitativa do Sinal EMG	- 42 -
2.6.8.4.1 Técnica de processamento no domínio temporal	- 42 -
2.6.8.4.1.1 Remoção da componente DC	- 43 -
2.6.8.4.1.2 Rectificação	- 43 -
2.6.8.4.1.3 Suavização	- 43 -
2.6.8.4.1.4 Normalização em amplitude	- 43 -
2.6.8.4.1.5 Integração	- 44 -
2.6.8.4.1.6 Soma média quadrada	- 44 -
2.6.8.4.1.7 Filtragem digital	- 45 -
2.6.8.4.1.8 Determinação das curvas médias	- 45 -
2.6.8.5 Interpretação	- 46 -
2.6.8.5.1 Relação EMG/força	- 46 -
2.6.8.5.2 Contrações isométricas	- 46 -
2.6.8.5.3 Contrações dinâmicas	- 47 -
<b>2.7 SISTEMA NERVOSO E ELECTROMIOGRAFIA</b>	<b>- 47 -</b>
<b>2.8 ELECTROMIOGRAFIA E CONTRACÇÃO MUSCULAR</b>	<b>- 48 -</b>
<b>2.9 CARACTERIZAÇÃO ANATOMO-FUNCIONAL DOS MÚSCULOS ESTUDADOS</b>	<b>- 49 -</b>
2.9.1 MÚSCULOS DO OMBRO	- 49 -
2.9.2 MÚSCULO DO BRAÇO	- 50 -
<b><u>CAPÍTULO III – OBJECTIVOS</u></b>	<b><u>- 53 -</u></b>
<b>3. OBJECTIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS</b>	<b>- 53 -</b>
<b><u>CAPÍTULO IV - METODOLOGIA</u></b>	<b><u>- 56 -</u></b>
<b>4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA</b>	<b>- 56 -</b>
<b>4.2 CONSIDERAÇÕES ÉTICO-LEGAIS</b>	<b>- 56 -</b>
<b>4.3 PROTOCOLO</b>	<b>- 57 -</b>
<b>4.4 INSTRUMENTOS UTILIZADOS</b>	<b>- 57 -</b>



<b>4.5 PROCEDIMENTOS</b>	<b>- 59 -</b>
<b>4.6 AQUISIÇÃO DOS DADOS</b>	<b>- 62 -</b>
4.6.1 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS	- 62 -
<b><u>CAPÍTULO V – APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS</u></b>	<b>- 64 -</b>
5.1.2 ANÁLISE QUANTITATIVA DO SINAL EMG	- 65 -
5.1.2.1 Velocidade Média	- 65 -
5.1.2.2 Valores de Amplitude	- 66 -
5.1.2.3 Contração em Amplitude	- 67 -
5.1.2.3.1 Contração em Amplitude (Bíceps Braquial / Deltóide Anterior)	- 68 -
5.1.2.4 Correlações	- 70 -
5.1.2.4.1 Velocidade / Inclinação	- 70 -
5.1.2.4.2 Contração Bíceps Direito / Esquerdo e Deltóide Direito / Esquerdo	- 70 -
5.1.2.5 Análise da Fadiga Muscular	- 71 -
5.1.2.5.1 Valores Médios de MPF	- 71 -
<b><u>CAPÍTULO VI - DISCUSSÃO</u></b>	<b>- 73 -</b>
<b><u>CAPÍTULO VI I- CONCLUSÕES</u></b>	<b>- 78 -</b>
<b><u>CAPÍTULO VIII- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u></b>	<b>- 81 -</b>
<b><u>CAPÍTULO IX- ANEXOS</u></b>	<b>- 86 -</b>



## CAPÍTULO 1

---

*Introdução*



## CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO

O presente estudo insere-se no âmbito do projecto de investigação do Mestrado de Saúde e Exercício para Populações Especiais, da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra.

A selecção deste tema surgiu de um interesse pessoal sobre pessoas com deficiência motora, em particular indivíduos vertebro-lesados, no seu quotidiano. É de notar que em muitas localidades, seja em edifícios públicos ou privados, os acessos aos mesmos nem sempre estão preparados para receber pessoas com deficiência. A construção de rampas arquitectónicas fica muitas vezes para segundo plano ou então são construídas de forma a rentabilizar o espaço que as instituições possuem, não pensando nos seus possíveis utentes.

Assim sendo, considero interessante a realização da análise dos percursos diários de um indivíduo com lesão vertebro-medular, e daí a selecção do tema “Análise Electromiográfica da Contração Muscular dos Membros Superiores de Indivíduos com Lesão Vertebro-Medular em Rampas com Diferentes Inclinações”.

Parece ser consensual a importância que a avaliação da força da flexão muscular do membro superior tem, quer em programas de reabilitação e readaptação em situações pós traumáticas e cirúrgicas, quer na constituição de programas de prevenção de lesões, quer na determinação correcta dos efeitos de protocolos de treino de força, flexibilidade e resistência, quer ainda na progressão e desenvolvimento dos valores de força ao longo do crescimento humano. (Abe, 1992; Chin et al, 1994; Handel et al, 1997; Perrin, 1993)

Existe um grande número de artigos científicos, apenas relacionados com máquinas isocinéticas em situações de reabilitação de lesões e readaptação, que, pela sua importância na vida das pessoas que delas necessitam, merece especial referência e valor.

A electromiografia (EMG) pode ser definida como o estudo da actividade neuromuscular através da detecção e representação gráfica do sinal eléctrico emitido pelo músculo. (MacArdle, 1996) A EMG estuda a função muscular através da detecção da actividade eléctrica que emana a despolarização dos nervos e membranas musculares durante a contração muscular (Robergs e Roberts, 2000)



O potencial registado à superfície da pele não é o verdadeiro potencial de acção muscular mas o fenómeno eléctrico consecutivo à sua passagem (Correia et al, 1993).

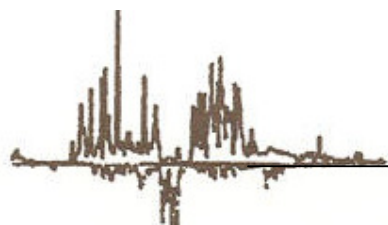
Os movimentos “voluntários” envolvem actividade consciente no cortéx cerebral mas, apesar da actividade contráctil do músculo estar a seu cargo, não significa que cada contracção muscular seja determinada por ele. Grande parte do controlo envolve padrões funcionais em áreas encefálicas inferiores, como a medula ou o tronco cerebral que, posteriormente, enviam a maior parte dos sinais activadores específicos para os músculos. (Guyton, 1997)

A realização deste estudo surge na sequência de alguns trabalhos realizados na área da electromiografia aplicada à reabilitação, ou seja, de uma pesquisa aprofundada sobre os trabalhos de investigação dentro desta área.

A avaliação electromiográfica de músculos flexores do braço é bastante pertinente, uma vez que os indivíduos estudados apenas utilizam os braços para se deslocarem e que durante os seus percursos diários encontram diferentes estruturas, umas adequadas e outras desadequadas, que suscitam diferentes tipos de esforço físico e que podem, consoante a construção das estruturas, facilitar ou prejudicar a qualidade de vida dos indivíduos.

Este estudo é realizado com vista à melhoria da qualidade de vida de indivíduos com lesão vertebro-medular, uma vez que pretende mostrar as solicitações musculares em rampas com diferentes inclinações e assim alertar os serviços públicos e privados para a importância da construção das rampas arquitectónicas.





## CAPÍTULO 2

*Estado da Arte*



## CAPÍTULO II - ESTADO DA ARTE

### 2.1 LESÃO VERTEBRO-MEDULAR

A região medular inclui todas as estruturas neurais contidas nas vértebras: espinal-medula, raízes dorsais e ventrais, nervos espinais e meninges. (Lundy-Ekman, 2004)

Uma característica significativa da espinal-medula é a sua organização segmentar. Cada segmento liga-se a uma região específica do corpo por axónios que seguem por um par de nervos espinais. Os segmentos são identificados pela mesma designação dos seus nervos correspondentes. Por exemplo, o termo “segmento espinal L4” designa a secção da medula, cujo nervo atravessa o espaço intervertebral L4. Os diferentes segmentos não são evidentes, porque a espinal-medula consiste em colunas verticais contínuas, estendendo-se desde o encéfalo até ao término da medula. (Lundy-Ekman, 2004)

A espinal-medula é o condutor mais importante entre o corpo e o cérebro, embora seja de pequeno diâmetro. Ela transporta impulsos sensoriais dos braços, do tronco, das pernas e da maioria das vísceras e contém fibras e células que controlam os elementos motores encontrados nessas estruturas. Em consequência, a lesão medular, especialmente em níveis cervicais, pode causar deficiências permanentes, ou nalguns casos até a morte. (Haines, 2006)

As lesões medulares podem ser causadas por acidentes com veículos a motor, lesões desportivas, traumas, tumores, doenças degenerativas e desmielinizantes, infecções e distúrbios do foro sanguíneo. São utilizados vários exames clínicos de sensação cutânea, da força muscular voluntária e da contracção reflexa dos músculos, por meio do reflexo de estiramento ou da percussão tendinosa, para avaliar a localização precisa da lesão. (Cohen, H., 2001)

Após uma lesão traumática da medula, há perda de funções medulares abaixo do nível da lesão, devido à interrupção dos tratos descendentes que suprem a facilitação tónica dos neurónios medulares. Durante o referido e como refere Lundy-Ekman (2004), há as seguintes perdas ou alterações:



- reflexos somáticos, como os extensores reflexos de retirada e de extensão cruzada são perdidos;
- reflexos autónomos, incluindo o tónus dos músculos lisos e o esvaziamento reflexo da bexiga e do intestino, são perdidos ou alterados;
- alteração da regulação autónoma da pressão arterial, ocasionando muitas vezes hipertensão;
- o controlo da sudorese (produção e eliminação das glândulas sudoríparas) e da piloerecção (erecção dos pêlos).

A paraplegia decorre de lesões da espinal-medula abaixo do nível da cervical, ou seja, abaixo das sete primeiras vértebras que constituem a coluna vertebral, poupando a função dos braços. A função do tronco, membros inferiores e órgãos pélvicos na paraplegia depende do nível da lesão.

As vértebras são os ossos que compõem a coluna vertebral dos vertebrados. Normalmente existem trinta e três vértebras no ser humano, incluindo as cinco que se encontram fundidas e formam o sacro, e as quatro coccígeas. As três regiões superiores compreendem as restantes vinte e quatro vértebras e são agrupadas em: cervicais (sete), torácicas (doze) e lombares (cinco), de acordo com a zona em que se encontram.

## **2.2 BARREIRAS ARQUITECTÓNICAS**

A acessibilidade ao meio físico edificado, aos transportes e às tecnologias da informação e das comunicações, a par da mudança de atitudes da população em geral face às pessoas com deficiência, constitui uma condição indispensável para o exercício dos direitos de cidadania por parte destes cidadãos.

A promoção da acessibilidade é uma questão chave para atingir os quatro objectivos da estratégia do Conselho Europeu de Lisboa: aumentar a competitividade, alcançar o pleno emprego, reforçar a coesão social e promover o desenvolvimento sustentado.

Tal como referido no Relatório da Comissão Europeia “ 2010: Uma Europa Acessível a Todos” (Fevereiro de 2004), a acessibilidade deve ser considerada de forma global e integrada em todos os domínios da acção política (construção, saúde, segurança no trabalho, tecnologias da informação e da comunicação, concursos públicos para adjudicação de equipamentos, estudos ou trabalhos, educação, recreação e lazer,



entre outros.) e deve concretizar-se em coordenação com todos os agentes envolvidos (da política social, do planeamento urbano e do território, das tecnologias da informação e das comunicações, da construção civil, dos transportes e outros).

O Plano Nacional de Promoção da Acessibilidade (PNPA) constitui um instrumento estruturante das medidas que visam a melhoria da qualidade de vida de todos os cidadãos e, em especial, a realização dos direitos de cidadania das pessoas com necessidades especiais. Essas barreiras promovem a exclusão social, acentuam preconceitos e favorecem práticas discriminatórias, prejudicando, nomeadamente, as pessoas com deficiência e os mais idosos.

Sublinhe-se que, para além de ser um imperativo de cidadania, a promoção da acessibilidade é, também, uma oportunidade para inovar e para promover a qualidade, a sustentabilidade e a competitividade.

A integração plena é um dos princípios patentes na Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência. A integração das pessoas com deficiência tem eixos principais, como a educação, o emprego, a saúde, e mais recentemente, a participação em geral na vida pública, por onde passa a questão das acessibilidades. A integração não é só das pessoas com deficiência no mundo dos outros. A educação, saúde, formação e emprego são áreas que só muito recentemente foram abertas à participação destas pessoas. Há um número tão grande de áreas onde é preciso intervir de forma muito especializada para podermos falar de integração plena das pessoas com deficiência. Há depois um movimento paralelo a fazer, que é entender a deficiência. Não é um grupo homogéneo. Há políticas públicas dirigidas só a estas pessoas. Se analisássemos a vida de cada pessoa e escolhêssemos casos tipo de acordo com a deficiência, veríamos que muitas dificuldades que têm na vida não são devido à sua deficiência. Não é só a deficiência que está implicada num processo de vulnerabilidade e maior desfavorecimento. A grande conquista que temos de fazer é não associar deficiência a déficit ou incapacidade.

O imperativo da progressiva eliminação das barreiras, designadamente urbanísticas e arquitectónicas, que permita às pessoas com mobilidade reduzida o acesso a todos os sistemas e serviços da comunidade, criando condições para o exercício efectivo de uma cidadania plena, decorre de diversos preceitos da Constituição, quando proclama, designadamente, o princípio da igualdade, o direito à qualidade de vida, à educação, à cultura e ciência e à fruição e criação cultural e, em especial,



quando consagra os direitos dos cidadãos com deficiência. (Dec. Lei nº 123/97 de 22 de Maio)

A Lei de Bases da Prevenção e da Reabilitação e Integração das Pessoas com Deficiência - Lei n.º 9/89, de 2 de Maio -, no seu artigo 24.º, dispõe que “o regime legal em matéria de urbanismo e habitação deve ter como um dos seus objectivos facilitar às pessoas com deficiência o acesso à utilização do meio edificado, incluindo espaços exteriores”, e que, para o efeito, “a legislação aplicável deve ser revista e incluir obrigatoriamente medidas de eliminação das barreiras arquitectónicas”.

Actualmente, a carência de espaços públicos, especialmente de espaços qualificados, que ofereçam condições de uso com conforto e segurança para todo e qualquer indivíduo, incluindo pessoas com deficiência, é uma realidade.

A acessibilidade constitui um elemento fundamental no quotidiano de qualquer cidadão, permitindo o exercício dos direitos conferidos a qualquer membro de uma sociedade democrática, contribuindo para um maior reforço de relações sociais, para uma maior participação cívica de todos aqueles que a integram e para um crescente aprofundamento da solidariedade no estado social de direito. (Decreto-Lei n.º 163/2006)

A acessibilidade integral é a possibilidade de uso com segurança e conforto, de objectos, equipamentos e ambientes de forma independente e autónoma pelo maior número possível de indivíduos. Logo, acessibilidade pressupõe conhecer as limitações dos indivíduos para projectar ambientes livres de barreiras arquitectónicas e de informação. Além disso, é dever de todos os cidadãos facilitar a integração, criando assim espaços que possam ser usados por pessoas com e sem deficiência, sem qualquer distinção.

Do conjunto das pessoas com necessidades especiais ou com deficiência fazem parte pessoas com mobilidade condicionada, isto é, pessoas em cadeiras de rodas, pessoas incapazes de andar ou que não conseguem percorrer grandes distâncias, pessoas com dificuldades sensoriais, tais como as pessoas cegas ou surdas, e ainda aquelas que, em virtude do seu percurso de vida, se apresentam transitoriamente condicionadas, como as grávidas, as crianças e os idosos.

A Lei de Bases da Prevenção, Habilitação, Reabilitação e Participação das Pessoas com Deficiência (Lei nº 38/2004, de 18 de Agosto) determina “a promoção de uma



sociedade para todos através da eliminação de barreiras e da adopção de medidas que visem a plena participação da pessoa com deficiência”.

As pessoas com mobilidade reduzida no seu quotidiano confrontam-se com múltiplas barreiras impeditivas do exercício pleno dos seus direitos de cidadania. É necessária a eliminação de barreiras urbanísticas e arquitectónicas nos edifícios públicos, equipamentos colectivos e via pública, tal como está previsto na Lei nº123/97, de 22 de Maio.

A integração e inclusão das pessoas com deficiência, em especial os utentes de cadeiras de rodas, é extremamente difícil se os acessos previstos não forem construídos ou se os mesmos forem construídos de forma aleatória, sem cumprir regras e sem pensar no dispêndio de energia dos utentes ou na qualidade de vida dos mesmos.

A cadeira de rodas é provavelmente a mais importante ferramenta na reabilitação social de pessoas com deficiência física. A cadeira de rodas convencional é composta de quatro rodas de larguras estreitas. Duas delas com diâmetro grande estão montadas no eixo posicionado abaixo da porção do assento da cadeira. As outras duas com diâmetro menor podem ser posicionadas em frente ou atrás das de diâmetro grande.

As rampas são um bem indispensável para uma pessoa com mobilidade reduzida tornar a vida acessível. Uma cadeira de rodas bem construída dá a mobilidade necessária que a pessoa precisa no seu quotidiano. Ao construir uma rampa para cadeiras de rodas é preciso ter em consideração alguns factores importantes que são essenciais para assegurar que cumpre os requisitos básicos estabelecidos.

No Decreto Lei nº 123/97 de 22 de Maio estão patentes normas técnicas para melhorias da acessibilidade dos cidadão com mobilidade condicionada aos edifícios, estabelecimentos que recebem público e via pública.

Estas normas diferem quando falamos de urbanismo, de acessos aos edifícios e de mobilidade dentro dos mesmos e em áreas de intervenção específica, como em instalações desportivas, piscinas, edifícios e instalações escolares e de formação, salas de espectáculos e outras instalações para actividades sócio-culturais. (ver anexo 3)



## 2.3 ACTIVIDADE MUSCULAR

Toda a acção que executamos necessita do sistema motor. O controlo normal dos movimentos exige activação de músculos esqueléticos, neurónios motores inferiores, conexões da região espinal, tratos descendentes, circuitos de controlo e áreas de planeamento motor.

Os neurónios motores são células que controlam a actividade dos músculos esqueléticos.

Os neurónios motores inferiores enervam directamente as fibras musculares esqueléticas. As interacções entre os neurónios na região espinal determinam as informações transmitidas pelos neurónios motores inferiores aos músculos.

Os tratos descendentes aportam informações do encéfalo aos neurónios motores inferiores na espinal-medula. Os neurónios cujos axónios seguem pelos tratos descendentes são neurónios motores superiores. Os tratos descendentes são classificados como tratos posturais, controlando a actividade muscular esquelética automática, e tratos de movimentos finos, controlando movimentos voluntários especializados. (Lundy-Ekman, 2004)

A contracção do músculo-esquelético constitui a forma de exprimir o comportamento e de o tornar eficaz, actuando sobre o nosso corpo e sobre o meio envolvente. O comportamento não é fruto do acaso mas sim o cumprir de objectivos definidos visando uma melhor adaptação às situações, sendo que esta informação é tratada em vários centros do Sistema Nervoso Central (SNC).

O controlo do comportamento motor e a sua organização são de inteira responsabilidade do SNC, existindo uma interligação funcional entre o SNC e os músculos e glândulas. O SNC fornece o estímulo necessário à dinâmica muscular esquelética.

O comportamento motor é progressivamente mais complexo, à medida que subimos na hierarquia do SNC e essa complexidade atinge o seu limite no que se refere ao comportamento voluntário, que implica o funcionamento dos diversos centros que cumprem os passos desde a intenção do movimento até à sua execução.

É o músculo-esquelético que assegura a dinâmica e solidez que caracterizam o aparelho locomotor humano. Os movimentos que executamos devem-se à



capacidade que o músculo tem de produzir força, através da contracção muscular. (Correia, 1999)

## 2.4 MÚSCULO

O movimento, resultado das forças geradas pela interacção de certas proteínas, alimentadas por energia química, é uma característica de todas as células vivas. Ele ocorre na forma de movimentos intracelulares, durante a divisão celular, por exemplo quando os cromossomas se movem para os lados opostos da célula e quando a célula realiza a constrição para formar duas células-filhas.

As células musculares, com a sua capacidade especializada para gerar força e movimento, utilizam somente uma extensão e uma modificação desse aparelho básico comum a todas as células.

O músculo é composto por milhares de células musculares cilíndricas denominadas fibras. Estas fibras estão posicionadas paralelamente umas às outras, sendo a força de contracção dirigida ao longo do eixo longitudinal.

É possível identificar três tipos de células musculares, com base nas suas estruturas e propriedades contrácteis: músculo-esquelético, músculo liso e músculo cardíaco. A maioria dos músculos esqueléticos, como o nome diz, está fixa aos ossos e a sua contracção é responsável pelos movimentos de partes do esqueleto. A contracção do músculo-esquelético é controlada pelo sistema nervoso somático e está sob controlo voluntário. Os movimentos executados pelo músculo-esquelético estão principalmente envolvidos com interacções entre o organismo e o meio externo.

A musculatura lisa circunda os órgãos ocos e tubulares, como o estômago e o trato intestinal, a bexiga urinária, o útero, os vasos sanguíneos e os condutos aéreos para os pulmões. Encontra-se também em células isoladas distribuídas em vários órgãos (por exemplo o baço) e em pequenos grupos de células em adesão aos pêlos na pele ou à íris do olho. A contracção dessa musculatura lisa pode propeler os conteúdos para o exterior, através de órgãos ocos ou pode regular o fluxo dos conteúdos através de tubos, alterando os seus diâmetros sem iniciar ela própria a propulsão. A própria contracção muscular é controlada por factores intrínsecos ao músculo e pelo sistema nervoso autónomo.

O terceiro tipo de músculo, o cardíaco, é o músculo do coração e a sua contracção impulsiona o sangue através do sistema circulatório. Como o músculo liso, este está





basicamente sob o controle de factores intrínsecos e pelo sistema nervoso autónomo.

Embora haja algumas diferenças significativas na estrutura, nas propriedades contrácteis e nos mecanismos de controlo destes três tipos de musculatura, os princípios físico-químicos que facultam a actividade contráctil são semelhantes.

## **2.5 ANATOMIA FISIOLÓGICA DO MÚSCULO ESQUELÉTICO**

### **2.5.1 Estrutura**

O músculo-esquelético é um órgão que se encontra adaptado ao desenvolvimento do trabalho mecânico. Como refere Correia (1999), em relação à sua macroestrutura, este pode ser dividido em duas partes, o ventre muscular, de cor avermelhada, e o tendão, de constituição histológica totalmente diferente, que une o ventre muscular aos locais de inserção do músculo.

O músculo-esquelético é excitável, contráctil, extensível e elástico. (Lundy-Ekman, 2004)

Este tipo de músculo contrai-se em resposta a estímulos electroquímicos, sendo muitas as células nervosas que regulam a função das fibras musculares esqueléticas. A sua função é transmitir eficazmente as forças desenvolvidas pelas células musculares esqueléticas aos locais de inserção.

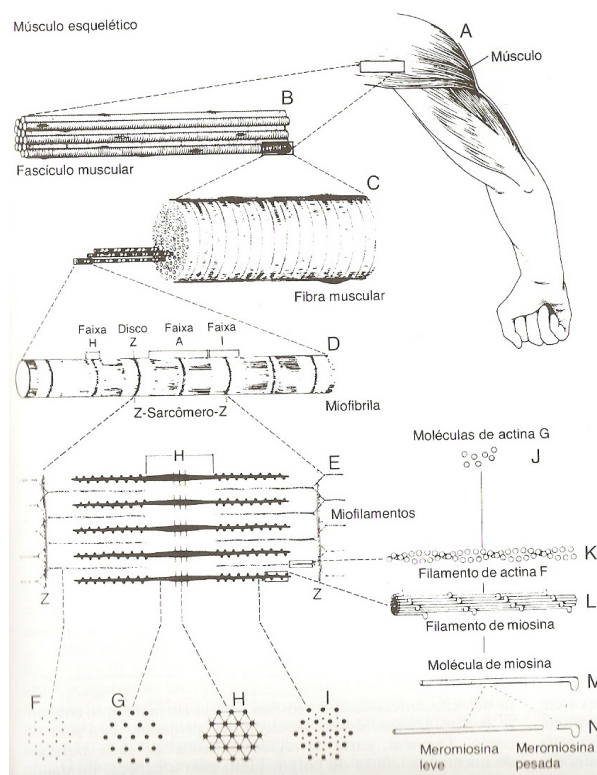
A célula muscular, mais conhecida por fibra muscular esquelética, apresenta forma cilíndrica, sendo que, quando madura, apresenta-se de forma longa e delgada. (Seely et al, 1995)

### **2.5.2 A Fibra Muscular Esquelética**

A Figura 1 apresenta a organização do músculo-esquelético, mostrando que todos esses músculos são formados por grande número de fibras, cujo diâmetro varia entre 10 e 80 micrómetros. Na maior parte desses músculos, e, excepto em cerca de 2% das fibras, cada uma delas é enervada por fibra nervosa, cuja terminação fica situada perto da parte média da fibra. (Guyton, 1997)



O tecido muscular é constituído por feixes de fibras musculares conhecidas por fascículos. A envolver cada fibra e a preencher o espaço entre as mesmas, está um tecido conjuntivo de nome endomísio, que serve de suporte aos finos capilares sanguíneos e a algumas células conjuntivas. (Nunes, 1996) Cada fascículo é limitado por uma bainha de tecido conjuntivo forte, perimísio, contínua com um tecido conjuntivo com maior resistência, epimísio, que envolve todo o músculo. A separar cada músculo e envolvendo grupos musculares em alguns casos, encontra-se a fascia ou aponevrose. (Seely et al, 1995)



**Fig. 1** Organização do músculo esquelético desde o nível macroscópico até ao molecular: F, G, H e I são cortes transversos nos planos indicados. (Desenho de Sylvia Colard Keene. Modificado de Fawcett: Bloom e Fawcett: A Textbook of Histology. Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1986)

### 2.5.2.1 Fibras Musculares

As fibras musculares são unidades estruturais e funcionais dos músculos e possuem três constituintes principais: *sarcolema*, *miofibrilhas* e *sarcoplasma*. (Nunes, 1996) O **sarcolema** é a membrana celular da fibra muscular. Todavia, o sarcolema é uma verdadeira membrana celular, chamada de membrana plasmática, envolta por uma capa externa, formada por uma fina camada de material polissacarídeo, contendo



numerosas fibrilhas de colagénio. Na extremidade de cada fibra muscular, essa camada superficial do sarcolema funde-se com uma fibra tendinosa e, por sua vez, essas fibras tendinosas formam feixes para formar os tendões musculares que se prendem aos ossos.

Cada fibra muscular é composta por unidades funcionais menores chamadas de **miofibrilhas**.

O número de miofibrilhas em cada fibra muscular varia de centenas a vários milhares. Cada miofibrilha contém, por sua vez, cerca de 1500 filamentos de miosina e 3000 filamentos de actina, ambas sendo grandes moléculas polimerizadas de proteína, que são as responsáveis pela contracção muscular.

As miofibrilhas ficam em suspensão, no interior da fibra muscular, numa matriz, chamada de **sarcoplasma**, composta pelos constituintes intracelulares usuais. O líquido do sarcoplasma contém grande quantidade de potássio, magnésio, fosfato e enzimas proteicas. Também estão presentes mitocôndrias que são bastante numerosas, que se situam, quer entre as miofibrilhas quer paralelas às mesmas, o que é indicativo da enorme necessidade de grandes quantidades de adenosina de trifosfato (ATP), que é formado nas mitocôndrias pelas miofibrilhas.

Estas miofibrilhas são compostas por substâncias ainda mais pequenas, também localizadas paralelamente ao eixo longitudinal, chamadas de miofilamentos.

Estes miofilamentos são constituídos principalmente por duas proteínas, a actina e a miosina. Para além destas, foram encontradas outras duas proteínas que desempenham um papel estrutural, ou afectam de maneira significativa a interacção dos filamentos proteicos durante a contracção. Estas proteínas são: a tropomiosina e a troponina.

É neste local, chamado sarcómero, que se encontram estes miofilamentos, que alternando faixas claras e escuras, ao longo de todo o comprimento da fibra muscular, lhe confere um aspecto estriado. Este aspecto é característico do sarcómero. Dentro desta estrutura, a área mais clara é designada pela “banda I” e a área mais escura, é designada por “banda A”. A “banda I” é dividida em duas partes iguais pela “linha Z”, proporcionando assim estabilidade à estrutura. A zona entre duas linhas Z é considerada o sarcómero. Dentro deste, encontram-se a actina e miosina, que participam no mecanismo de contracção.

Tudo isto existe dentro de uma fibra muscular. Estas fibras variam em relação ao eixo longitudinal do músculo. Esta diferença no alinhamento das fibras, e por sua



vez dos sarcómeros, é importante na capacidade global geradora de força de um músculo. Assim, existem dois tipos de fibras, sendo elas as fusiformes, fibras paralelas ao eixo longitudinal do músculo, e as fibras peniformes, fibras que contêm feixes que estão localizados num ângulo de separação.

O músculo-esquelético não é apenas um grupo de fibras musculares homogéneo com propriedades metabólicas e funcionais semelhantes. Para poder classificar o músculo-esquelético, foram identificados, com base nas características contrácteis e metabólicas, diferentes tipos de fibras musculares: fibras de tipo I, fibras de tipo IIa e fibras de tipo IIb. (McArdle et al, 1996)

### **a) Fibras do Tipo I**

Nas fibras do tipo I ou fibras oxidativas, a elevada concentração de capilares cria uma elevada superfície de intercâmbios gasosos e metabólicos durante a actividade. Possuem então maior concentração de mioglobina, proteína que fixa o oxigénio imediatamente disponível (Thill e tal., 1989) e actua como um reservatório quando o sangue não disponibiliza quantidades adequadas do mesmo, reforçando a capacidade da célula para efectuar o metabolismo aeróbio. (Powers & Howley, 1997)

Neste tipo de fibras, a velocidade de propagação do impulso nervoso do axónio que as inerva é considerada relativamente baixa, tornando o axónio de pequeno calibre com um baixo nível de excitação.

Estas fibras são especializadas na produção de energia para a contracção muscular contínua, através da oxidação de substratos. Contraem-se mais lentamente, apresentam maior resistência à fadiga e são de menor diâmetro do que as fibras de contracção rápida (Seely et al, 1997), favorecendo a difusão do oxigénio e nutrientes. (Thill et al, 1989)

### **b) Fibras do Tipo II**

Este tipo de fibras é caracterizado por possuir uma maior quantidade de miofibrilhas e uma maior concentração de glicogénio. Existe um menor desenvolvimento capilar, assim como uma menor percentagem de mitocôndrias, predominando então o metabolismo anaeróbio, sendo as concentrações de ATPase e fosforilase elevadas. (Berne e tal, 1989)



Através destas fibras, a contracção muscular e descontração são processos mais acelerados, uma vez que as moléculas de miosina desdobram mais rapidamente o ATP do que as fibras oxidativas. (Seely et al, 1997)

Segundo Powers e Howlwy (1997), estas características tornam estas fibras menos resistentes e portanto, entram rapidamente em fadiga do que as fibras do tipo I. No entanto, são fibras com uma resposta rápida de contracção e uma elevada tensão quando são activadas (Thill e tal, 1989), parecendo particularmente adaptadas a participar durante actividades breves e intensas. Não é a velocidade de contracção que determina o recrutamento de uma fibra muscular, mas sim o nível de força que é enviado para o músculo, o que significa que o recrutamento das fibras musculares é um fenómeno orientado pelos nervos motores. (Chicharro e Vaquero, 1995)

Nos seres humanos existem dois tipos de fibras musculares do tipo II, dividindo-se em fibras do tipo IIa, ou fibras intermédias e fibras do tipo IIb ou fibras de contracção rápida. (Thill et al, 1989).

As fibras do tipo IIa possuem características de fibras de contracção rápida, apresentando igualmente propriedades idênticas às do tipo I. A concentração de mioglobina é elevada, possuindo um elevado número de mitocôndrias. Comparativamente às fibras IIb, estão rodeadas de um maior número de capilares, que resulta num potencial glicolítico maior do que as fibras I e um potencial oxidativo superior às fibras IIb. Quando activadas, as fibras IIa produzem uma maior tensão que as IIb, sendo contudo mais resistentes à fadiga.

As fibras do tipo IIb possuem um metabolismo glicolítico particularmente desenvolvido, sendo escassa a capacidade oxidativa. A actividade destas fibras é muito reduzida, porque entram rapidamente em fadiga. Este tipo de fibras é aquele que mais se aproxima da descrição das fibras tipo II. (Chicharro e Vaquero, 1995)

### ***2.5.2.2 Actina e Miosina***

Cada filamento de actina é composto por duas cadeias de actina fibrosa (actina F), uma série de moléculas de tropomiosina e uma série de moléculas de troponina. As duas cadeias de actina F enrolam-se em dupla hélice, estendendo-se em todo o comprimento do filamento de actina. Esta actina F é um polímero de unidades globulares que se chamam monómeros de actina globular (actina G). Cada um destes monómeros contém um local específico para que as moléculas de miosina se



liguem durante a contracção. Por sua vez, a troponina é dividida em três sub unidades, uma que se liga à actina, a segunda que se liga à tropomiosina e a terceira que se liga aos iões de cálcio. Os complexos tropomiosina e troponina, regulam a interacção entre os locais activos da actina G e a miosina.

Os filamentos de miosina são compostos por duas partes. As porções cilíndricas estão juntas e dispõem-se paralelamente. A sua dupla cabeça estende-se lateralmente. A cabeça liga-se à porção cilíndrica da molécula de miosina por uma zona encurvada que se pode dobrar e estreitar durante a contracção. Estas cabeças das moléculas de miosina contêm ATPase, enzima que desdobra o ATP.

Para além destes filamentos estarem separados, existem momentos, quando o músculo se contrai, onde estes filamentos se sobrepõem. Esta sobreposição é realizada com base nas pontes cruzadas. As cabeças da miosina estendem-se perpendicularmente, de modo a atingirem a actina nos locais de ligação. Assim, é constituído o elo entre os dois miofilamentos. Mas para tal ligação se realizar, o cálcio ( $Ca^{2+}$ ) é importante. Na actina, a troponina possui uma grande afinidade com estes iões, e são estes que realizam um papel importante na contracção e na fadiga do músculo. É a acção destes iões que induz a interacção dos filamentos, levando a que uns deslizem sobre os outros.

### **2.5.3 Contracção Muscular**

A contracção muscular é o resultado da estimulação neuronal, da activação muscular e da quantidade de energia disponível para o efeito. (Fleck e Kraemer, 1997) O comando central envia um impulso nervoso a um determinado grupo muscular, inervação motora, e o músculo, ao contrair-se, solicita informação aos receptores, que influenciam a informação de retorno, alertando o SNC dos estados de tensão e de relaxamento. (Castelo et al, 1995)

O músculo pode executar contracções estáticas, que estão na base da manutenção de posturas, e contracções dinâmicas, que produzem movimento. O músculo tem comportamentos de grande plasticidade, sendo esta característica devido à riqueza do seu controlo motor.

A unidade funcional, através da qual o SNC controla a regulação dos mecanismos responsáveis pela contracção muscular, denomina-se Unidade Motora (UM).



Uma UM consiste no conjunto formado pelo motoneurónio e pelas fibras musculares que este inerva e os tipos de UM diferem na capacidade de produção de força. As UM com menores dimensões (menos força) são mais abundantes do que as de grande calibre, sendo admitido que a sua distribuição em termos de capacidade de produção de força é quase exponencial.

O SNC dispõe de três mecanismos fundamentais que influenciam a capacidade do músculo para produzir força (Castelo et al, 2000):

- Número de UM Recrutadas: perante um estímulo acima do limiar de estimulação, a contracção obtida é sempre máxima. No entanto, esta lei não se aplica como um todo, já que um estímulo é constituído por várias unidades motoras. Em termos gerais, o aumento do número de unidades motoras solicitadas leva também a um aumento da intensidade de contracção. (Correia, 1999)

- Frequência de Activação das UM Recrutadas: a força produzida por uma contracção muscular pode ser aumentada não só pelo maior número de unidades motoras recrutadas, como também pela variação da força gerada por cada unidade motora. Segundo Correia (1999), quando a fibra muscular recebe um estímulo antes de relaxar, contrai novamente, com maior tensão. Outra situação responsável pela ocorrência de contracções mais intensas acontece quando se verifica uma grande proximidade entre dois estímulos.

- Sincronização da Activação das UM: pode ser definida como a coincidência temporal dos impulsos de duas ou mais unidades motoras. Quanto maior for a capacidade de recrutar simultaneamente, num dado momento, um elevado número de unidades motoras, maior será a força produzida pelo músculo. (Castelo e tal, 2000)

#### ***2.5.4 Eficiência da Contracção Muscular***

A eficiência de uma máquina ou de um motor é calculada como a percentagem de energia consumida, que é transformada em trabalho muscular. O que provém da energia química nos nutrientes que é convertida em trabalho muscular é menor que 20 a 25%, e o restante é transformado em calor.



A razão para essa baixa eficiência é a de que cerca de metade da energia dos alimentos é perdida durante a formação de ATP e, mesmo assim, apenas 40 a 45% da energia no próprio ATP poderão ser convertidos em trabalho. Por outro lado, a eficiência máxima só poderá ser atingida quando o músculo se contrai com velocidade moderada. Caso o músculo se contraia muito lentamente, ou caso não realize qualquer movimento, são libertadas grandes quantidades de calor de manutenção, durante o processo de contracção, embora seja executado pouco ou nenhum trabalho, o que reduz a eficiência.

Se a contracção for muito rápida, grande parte da energia vai ser utilizada para vencer o atrito viscoso no interior do próprio músculo, o que também diminui a eficiência da contracção. Assim sendo, só se verifica a eficiência máxima quando a velocidade de contracção for cerca de 30% da máxima.

## **2.6 ELECTROMIOGRAFIA**

### ***2.6.1 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 Alewanters, 2003) Já em 1658, Swammerdam descreveu diferentes experiências no músculo, irritação nervosa, despolarização e contracção, seguido de Croone, em 1966, 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 1966, 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, Mateucci observou 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.

### ***2.6.2 Definição e Perspectiva Geral***

A electromiografia (EMG) pode ser definida como o estudo da actividade neuromuscular através da detecção e representação gráfica do sinal eléctrico emitido pelo músculo. Um exame electromiográfico permite estudar as complexidades da fisiologia neuromuscular durante vários tipos de contracção. (Mcardle, 1996)

A EMG inclui a detecção, amplificação, registo, análise e interpretação do sinal eléctrico produzido pelo músculo-esquelético, quando este é activado para produzir contracção. (Kippers, 1999)

A EMG pode ser considerada como um instrumento de diagnóstico para estudos de fadiga muscular, lesões de ordem motora, condução nervosa e paralisia. Um dos objectivos da EMG é estudar a função muscular e coordenação dos músculos em diferentes movimentos e posturas, em indivíduos saudáveis e deficientes, em ambiente de laboratório, assim como em actividades diárias ou profissionais. (Clarys, 2000)

O instrumento que capta as oscilações eléctricas é conhecido por electromiógrafo e ao registo através do qual se visualizam essas oscilações dá-se o nome de electromiograma.

Na Figura 2 podem observar-se as componentes do músculo e técnicas de recolha.

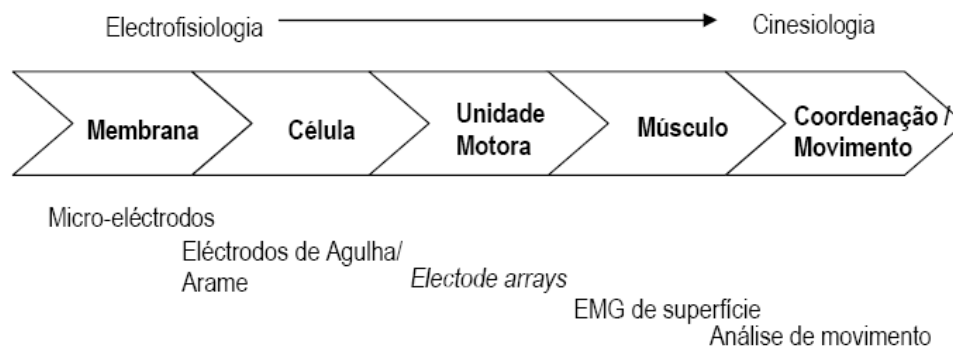


Fig 2 Componentes do músculo e técnicas de recolha do sinal (Adaptado de Rau. Et al, 2004)

São utilizadas, actualmente, duas formas diferentes de recolher sinais electromiográficos: EMG de superfície (EMGs) e EMG de profundidade (EMGpro). A diferente forma de recolher o sinal traduz-se em registos electromiográficos com significado distinto e, em consequência, com utilização em diversas áreas (Correia et al, 1993).

A EMG de profundidade baseia-se na colocação de eléctrodos (agulha) no interior do músculo, em contacto directo com as fibras musculares. O registo obtido constitui o resultado do potencial de acção de uma única UM. Este tipo de EMG é normalmente utilizado em aplicações clínicas, ao passo que a EMG de superfície é sobretudo utilizada em aplicações no âmbito da cinesologia. (Correia e tal, 1993)

A EMGs pode ser utilizada como um método quantitativo para medir e detectar o nível de activação e padrões dos músculos em movimento. (Konrad et al, 2001)

Este tipo de estudo consiste na colocação, sobre a pele, de eléctrodos que permitirão o registo da soma da actividade eléctrica de todas as fibras musculares activas. Os potenciais que ocorrem no sarcolema das fibras musculares activas são conduzidos pelos tecidos e fluidos envolventes até à superfície da pele. Os eléctrodos colocados sobre a pele, permitirão o registo da soma da actividade eléctrica de todas as fibras musculares activas. Daí as relações que se podem estabelecer entre a representação gráfica obtida e as características da contracção da globalidade do músculo. (Correia e tal, 1993)



A EMGs é normalmente escolhida pelos investigadores para estudos cineseológicos, devido ao fácil manuseamento e controlo para o experimentador, ao maior conforto para o executante, por ser indolor e não invasivo, e por permitir uma análise global do comportamento do músculo.

Para a recolha da EMGs podem ser utilizadas duas técnicas diferentes: monopolar e bipolar. Como o próprio nome indica, na técnica monopolar é utilizado apenas um eléctrodo, enquanto que na técnica bipolar são colocados dois eléctrodos em relação a um eléctrodo de referência, não estando este num local onde seja afectado pela actividade eléctrica gerada no músculo a ser estudado.

A energia que é gerada por um músculo tem um valor muito baixo e é medida em microvoltes ( $\mu\text{V}$ ). É necessário utilizar um instrumento muito sensível que amplifique o sinal de forma a ser visto, o amplificador.

No registo de EMGs, os eléctrodos captam com uma maior intensidade a energia das fibras que estão mais próximas dos eléctrodos. A resistência encontrada pelo sinal é tanto maior quanto maior for a distância que o sinal tem de percorrer até ao eléctrodo.

O tecido corporal é considerado um filtro, uma vez que tende a absorver componentes de alta frequência dos tecidos, permitindo que frequências menores passem mais rapidamente. É muito importante a impedância da pele, uma vez que esta pode variar consoante o tipo de pele, camada de células mortas, camada de gordura.

Para que a impedância da pele seja mantida o mais baixa possível, deve-se proceder à limpeza da mesma. Se estes requisitos não forem cumpridos, o amplificador torna-se menos eficaz, ocorrendo interferências de energia ambiental.

### ***2.6.3 Sinal Electromiográfico***

O sinal electromiográfico bruto (“raw”) ou directo, é o registo de um sinal que contém a maior quantidade de dados e cuja interpretação é mais complicada. (Pezarat et al, 1993)

Após amplificado e filtrado, o sinal electromiográfico bruto transforma-se num indicador real da actividade eléctrica das UM recrutadas. Para facilitar a



interpretação do traçado, podem ser utilizadas diversas técnicas de processamento do sinal captado.

Uma das técnicas é designada por integração, que apresenta o balanço da actividade produzida em intervalos de tempo fixos. Na técnica de suavização dá-se a eliminação dos picos e quedas de alta frequência resultantes da alternância dos sinais eléctricos recolhidos e a técnica de rectificação traduz-se na passagem dos valores negativos e absolutos, tornando-os positivos ou simplesmente eliminando-os. De acordo com Basmajian e De Luca (1985), o último método é o menos aconselhável para tratar os dados, porque não mantém a magnitude do sinal.

A análise qualitativa do sinal electromiográfico bruto possibilita uma primeira observação da actividade neuromuscular e das diferentes relações dos diferentes músculos durante as mesmas tarefas. Permite identificar de imediato quais os períodos de actividade muscular e quais os períodos de silêncio, através do padrão de actividade dos músculos envolvidos. Na análise e avaliação da curva do sinal electromiográfico, podem-se distinguir três características importantes: duração, frequência e amplitude.

A duração da actividade neuromuscular corresponde ao período de activação das UM do músculo. A composição do músculo, propriedades dos eléctrodos, características do potencial de acção das fibras musculares activas e os processos de coordenação intramuscular são factores que influenciam a frequência do registo do sinal. A amplitude da curva oscila segundo a quantidade de actividade eléctrica registada no músculo a cada momento e proporciona informação sobre a intensidade na qual as UM são activadas.

A utilização da electromiografia trouxe um grande benefício à investigação, uma vez que tornou possível documentar a actividade de músculos específicos durante determinados padrões de movimentos.

A EMG tem demonstrado que certos músculos contribuem para o movimento e em que fase, dentro do próprio movimento, o músculo se contrai e baseado no processamento do sinal, quais os músculos que contribuem mais para um determinado movimento.

Esta deve ser a forma mais científica, válida e fiável para suportar os progressos e descobertas biomecânicos em determinados exercícios musculares.



## **2.6.4 Recolha do Sinal Electromiográfico**

### **2.6.4.1 Detecção do Sinal**

Os sinais EMG são detectados por eléctrodos, sendo estes os instrumentos básicos 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), ou seja, 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.

#### **2.6.4.1.1 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.

#### **2.6.4.1.2 Configuração dos Eléctrodos**

Existem basicamente duas técnicas diferentes para recolher o EMG<sub>sup</sub>: 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 se possa medir com fiabilidade os valores obtidos, de modo a que posteriormente se possa proceder à sua análise.



### ***2.6.4.1.3 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.

### ***2.6.4.1.4 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).

### ***2.6.5 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. Artefacto Mecânico: 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. Sinóide de 50 ciclos: Sinóides 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).

### **2.6.6 Amplificação do Sinal**

Winter (2005) mostra-nos, referindo vários exemplos, a diminuta voltagem dos sinais mioeléctricos. Será portanto de esperar que este tenha de ser aumentado. No entanto, a voltagem apresentada pelos sinais mioeléctricos 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; 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<sup>12</sup> ohms;
- iv. Factor de Rejeição do Modo Comum (CMRR): 80/ 100dB=CMRR=140 dB.





### **2.6.7 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.

### **2.6.8 Análise e Processamento do Sinal EMG**

#### **2.6.8.1 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 – tal como é referido no Teorema de Nyquist, de 1928 (Acierno et al., 1995).

#### **2.6.8.2 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.



### **2.6.8.3 Análise Qualitativa do Sinal EMG em bruto**

Esta poderá ser bastante útil na avaliação da qualidade do sinal e despiste de artefactos, possibilitando, numa 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.

#### **2.6.8.3.1 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.

#### **2.6.8.3.2 Duração**

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

#### **2.6.8.3.3 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).

### **2.6.8.4 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).

#### **2.6.8.4.1 Técnica de processamento no domínio temporal**

Para a utilização da técnica de processamento no domínio temporal, 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; 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.

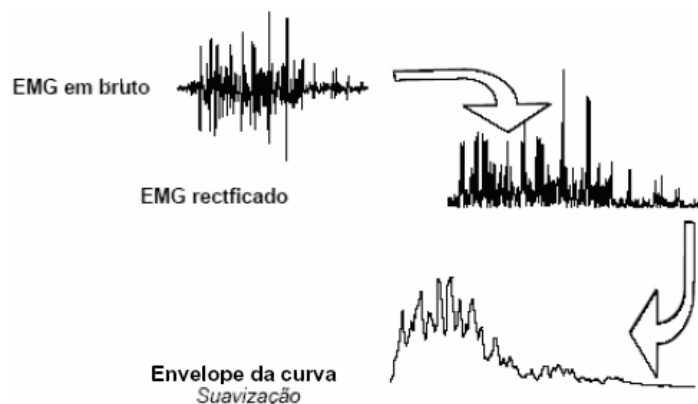


Fig 3 – Processamento do sinal EMG no tempo (Adaptado de Correia e tal., 1998)



#### **2.6.8.4.1.1 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.

#### **2.6.8.4.1.2 Rectificação**

Esta é utilizada de forma a permitir a posterior integração do sinal EMG, que 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).

#### **2.6.8.4.1.3 Suavização**

A suavização 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).

#### **2.6.8.4.1.4 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.

#### **2.6.8.4.1.5 Integração**

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

A interpretação correcta da iEMG é puramente matemática, o output do sinal é dado por um número de impulso 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.

#### **2.6.8.4.1.6 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.

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

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.

#### ***2.6.8.4.1.7 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).

#### ***2.6.8.4.1.8 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).



### **2.6.8.5 Interpretação**

#### **2.6.8.5.1 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 refere 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.

#### **2.6.8.5.2 Contracções isométricas**

A relação entre EMG e força é 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).



### **2.6.8.5.3 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)

## **2.7 SISTEMA NERVOSO E ELECTROMIOGRAFIA**

Sendo a electromiografia um processo de detecção, registo e análise da actividade neuromuscular, esta só poderá existir na presença de uma contração muscular. Deste modo, é essencial explicar todo o processo que antecede e origina a contração muscular.

O sistema nervoso central (SNC) é o responsável pelo envio das ordens que leva ao aparecimento de qualquer movimento voluntário. Esta ordem é transportada por um complexo e rápido sistema de comunicação, que é formado pelo cérebro e pela espinhal medula. Este sistema de comunicação recebe constantemente um sem número de dados sensoriais sobre o funcionamento interno do organismo e sobre o meio ambiente (Clayman, 1989). Este sistema, para além destes movimentos voluntários, é responsável também por todo o controlo do ambiente interno, pela programação dos reflexos da medula espinhal e pela assimilação de experiências necessárias para a memória e aprendizagem. (Powers e Howley, 1997)

Existem outros sistemas que cooperam com o SNC. Um desses sistemas é o sistema nervoso periférico, sendo constituído por nervos cranianos e nervos raquidianos. Este sistema é uma rede complexa, tendo como função estabelecer a ligação entre o SNC aos locais de entrada de informação e aos dispositivos de saída de informação. Este sistema periférico está dividido em duas vias. A via aferente é responsável pela condução das informações até ao SNC. Por sua vez, a via eferente





é responsável pela condução das informações do SNC aos músculos. Estas duas vias têm nomes específicos, sendo a via aferente chamada de via sensorial e a via eferente, conhecida como via motora.

Mas o que importa neste estudo é perceber mais detalhadamente a via sensorial, pois é esta que leva a informação até aos músculos. Esta via está dividida num sistema nervoso somático motor e no sistema nervoso autónomo. Mas apenas vamos estudar o sistema nervoso somático, pois é esse que transmite os potenciais de acção do SNC aos músculos esqueléticos.

A transmissão de informação neste sistema aos músculos é efectuada pelos neurónios, que são células nervosas. Estas células são constituídas por vários componentes, sendo de indicar, as dendrites (terminações nervosas), o corpo celular e o axónio (conduz a informação desde o corpo da célula até ao destino).

## **2.8 ELECTROMIOGRAFIA E CONTRACÇÃO MUSCULAR**

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 um milissegundo (Brooks et al., 1995). O registo dos padrões de potenciais de acção é denominado electromiografia. O registo por si só denomina-se electromiograma. A electromiografia regista um fenómeno eléctrico que está casualmente relacionado com a contracção muscular (Kumar e Mital, 1996).

Desta forma, a interpretação técnica da electromiografia 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 miofibrilhas e as circundam como um anel no dedo. Estes anéis estão interconectados com os anéis das miofibrilhas 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 ( $\text{Na}^+$ ) (Brooks et al., 1995), o que leva a um *feedback* positivo, aumentando o influxo de  $\text{Na}^+$ , 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 necessária celeridade no processo, para que não ocorra acomodação da membrana (Guyton, 1992).

Estes iões 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).

## **2.9 CARACTERIZAÇÃO ANATOMO-FUNCIONAL DOS MÚSCULOS ESTUDADOS**

### **2.9.1 Músculos do Ombro**

A articulação do ombro denomina-se escápulo-umeral, classificando-se de enartrose e apresentando seis graus de mobilidade articular que se denominam de multi-axial. As suas superfícies articulares são a cavidade glenóide da omoplata e a cabeça do úmero. Dessa forma é possível realizar seis movimentos articulares flexão/extensão no plano sagital, abdução/adução no plano frontal e rotação interna/externa no plano transversal.

O músculo solicitado desta região durante a flexão do braço é o deltóide anterior. (Marta, 2007)



### Deltóide anterior

O deltóide é o único músculo externo da espádua e insere-se na omoplata, clavícula e ombro. É um músculo de forma triangular, volumoso, que se dispõe na articulação externa escápulo-umeral.

Insere-se, em cima, no terço externo do bordo anterior da clavícula, no bordo externo do acrómio e no bordo posterior da espinha da omoplata. Desta linha de inserção, as fibras que se inserem no acrómio dirigem-se verticalmente; as fibras que se inserem na clavícula dirigem-se para baixo, para fora e para trás e as fibras que se inserem na espinha da omoplata dirigem-se obliquamente para baixo, para fora e para diante.

O bordo anterior do deltóide está em relação íntima com o grande peitoral e separado deste, em cima, pelo espaço delto-peitoral. (Pina, 1999)

### **2.9.2 Músculo do Braço**

Os músculos do braço dividem-se em dois grandes grupos, o anterior, constituído pelos flexores, e o posterior, formado pelos extensores. Estes dois grupos estão separados por um septo, formado pelo úmero que de cada lado possui lâminas fibrosas transversais e os septos intermusculares interno e externo, que se estendem desde as partes externas do úmero até às partes relevantes da face da parte braquial profunda.

Os músculos anteriores do braço situam-se adiante do úmero e ocupam a parte anterior do braço, compreendendo os músculos bícipete braquial, coraco-braquial e braquial anterior. (Pina, 1999)

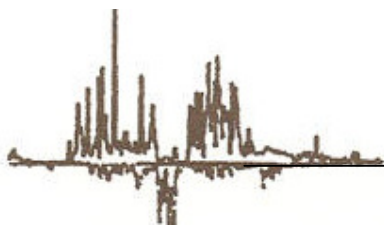
### Bícipete Braquial

É um músculo constituído por duas porções, que se estendem da omoplata ao rádio. A longa porção insere-se por intermédio de um tendão, no tubérculo supraglenoideu existente ao ângulo externo da omoplata, imediatamente por cima da articulação glenoideia. O tendão, muito longo, penetra na cavidade articular da articulação escapulo-umeral, contornando, de dentro para fora, a cabeça do úmero, até se alojar na goteira bicipital.



A curta porção insere-se no vértice da apófise coracoideia da omoplata, por intermédio de um tendão conjunto com outro músculo desta região, o córacobraquial.

As duas porções do músculo fundem-se para constituir uma porção carnosa única, que atinge a região do cotovelo e se insere, por intermédio de um forte tendão terminal, na tuberosidade bicipital do rádio. (Pina, 1999)



## CAPÍTULO 3

---

*Objetivos*



## CAPÍTULO III – OBJECTIVOS

### 3. OBJECTIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS

A eliminação das barreiras, designadamente urbanísticas e arquitectónicas, que permita às pessoas com mobilidade reduzida o acesso a todos os sistemas e serviços da comunidade, criando condições para o exercício efectivo de uma cidadania plena, decorre de diversos preceitos da Constituição, designadamente o princípio da igualdade, o direito à qualidade de vida, à educação, à cultura e ciência e à fruição e criação cultural e, em especial, quando consagra os direitos dos cidadãos com deficiência.

Promover a acessibilidade no ambiente construído é proporcionar condições de mobilidade, com autonomia e segurança, eliminando as barreiras arquitectónicas e urbanísticas nas cidades, nos edifícios, nos meios de transporte e de comunicação. Isto constitui um direito universal resultante de conquistas sociais importantes, que reforçam o conceito de cidadania.

Um espaço construído, quando acessível a todos, é capaz de oferecer oportunidades igualitárias a todos seus usuários. No entanto, a maioria das cidades é construída e modificada desconsiderando vários dos diversos tipos humanos que habitam estes ambientes construídos.

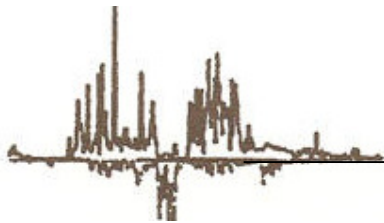
A dificuldade de acesso, ao contrário do que muitos imaginam e embora este estudo tenha sido aplicado apenas a indivíduos com lesão vertebro-medular, não se restringe apenas aos usuários de cadeira de rodas. Existem aqueles que possuem mobilidade reduzida temporária, gerada por factores como idade, gravidez, deficiência auditiva ou visual, entre outras.

Evidenciando a importância que as barreiras arquitectónicas têm no quotidiano dos portadores de deficiência e especialmente em usuários de cadeiras de rodas, é pertinente estudar os movimentos e o esforço físico que esses indivíduos realizam durante o seu deslocamento em rampas. Após uma pesquisa pormenorizada de edifícios públicos da Cidade de Coimbra, seleccionaram-se quatro inclinações para aplicar o estudo e definiram-se objectivos a atingir. Este estudo é direccionado a



indivíduos com lesão vertebro-medular, tendo em vista a melhoria da construção das rampas em edifícios públicos e também a melhoria da qualidade de vida destes cidadãos.

Assim sendo, o objectivo geral do estudo apresentado é analisar sob o ponto de vista fisiológico, a flexão muscular dos membros superiores de indivíduos vertebro-lesados em propulsão de cadeira de rodas, em rampas com diferentes inclinações. Dentro deste objectivo geral, estão patentes objectivos específicos, tais como analisar a velocidade média dos indivíduos em cada inclinação; verificar a magnitude dos sinais electromiográficos de músculos de membros superiores, especificamente do bíceps e do deltóide anterior; comparar a máxima contracção dos sinais electromiográficos transmitidos nas diferentes inclinações, tendo em vista a melhoria da qualidade de vida dos indivíduos e da construção das barreiras arquitectónicas; analisar e comparar os valores de Mean Power Frequency.



## CAPÍTULO 4

---

*Metodologia*





## **CAPÍTULO IV - METODOLOGIA**

### **4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA**

Após a questão de investigação principal ter sido documentada pela literatura e inserida num desenho apropriado, foram estabelecidos critérios de selecção para o estudo precisando a amostra e determinando o seu tamanho. Esta foi formada por um número de indivíduos detentores de características comuns, sobre o qual incidiu o estudo.

A amostra é constituída por oito indivíduos do género masculino, utentes do internamento do Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro - Rovisco Pais, situado na Tocha, Figueira da Foz, com lesão vertebro-medular, todos com as mesmas capacidades funcionais e com idades compreendidas entre os 20 e os 50 anos, com uma média de 36 anos de idade.

A escolha do sexo masculino deveu-se ao facto de existir maior número de utentes com as características pretendidas e também à maior homogeneidade neste género relativamente às características antropométricas relativamente ao sexo feminino. Homens e mulheres apresentam diferenças antropométricas significativas, não apenas em dimensões absolutas, mas também nas proporções dos diversos segmentos corporais.

Todos os sujeitos participaram de forma voluntária, tendo-lhes sido explicado, previamente, todo o protocolo experimental.

### **4.2 CONSIDERAÇÕES ÉTICO-LEGAIS**

A Faculdade de Ciências do desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra realizou formalmente um pedido de autorização à Direcção do Centro de Medicina e de Reabilitação da Região Centro – Rovisco Pais, para a realização da investigação. O estudo foi iniciado após parecer positivo, tendo eu assumido o compromisso de divulgar os resultados do estudo junto da instituição após o seu terminus.



De notar que foram salvaguardados os aspectos ético-legais. Foi tido como princípio o esclarecimento do propósito do estudo aos sujeitos envolvidos e dada especial ênfase na garantia de privacidade e anonimato dos dados colhidos.

### **4.3 PROTOCOLO**

Após serem recrutados os voluntários a participar e a contribuir para este estudo, e na presença de todos, procedeu-se à explicação do protocolo a seguir e quais os procedimentos durante o mesmo. Após o esclarecimento, foi entregue um termo de consentimento a todos os indivíduos (Anexo 1), no qual os mesmos declaram que foram informados, que compreendem e se comprometem a seguir todas as indicações, sendo possível abandonar o estudo em qualquer momento, caso seja essa a vontade, sendo preenchido e assinado pelos mesmos. Para que não existam dúvidas acerca do consentimento, foi também entregue um documento que tem como função ser prova de testemunho (Anexo 2), preenchido por qualquer indivíduo que presencie a explicação e assinatura de termo de consentimento.

Completada esta fase, realizou-se uma breve caracterização dos indivíduos, que inclui nome, idade, género, tempo de lesão e de recuperação.

Antes da realização dos testes, procede-se à preparação da pele e colocação dos eléctrodos, nos músculos deltóide anterior e bícipete. Foram seleccionados ambos os lados, direito e esquerdo, dos músculos para a colocação dos eléctrodos nos mesmos.

Antes de qualquer sujeito iniciar a realização dos testes, procede-se a um teste, para a confirmação da correcta colocação e funcionamento dos eléctrodos.

Terminada toda esta parte inicial, passa-se à realização dos testes propostos para os sujeitos.

### **4.4 INSTRUMENTOS UTILIZADOS**

Para a realização deste estudo foi necessário seleccionar as inclinações das rampas, nas quais os sujeitos iriam realizar os testes. Estas inclinações foram



seleccionadas após uma pesquisa exaustiva pela cidade de Coimbra, mais propriamente nas diversas Faculdades do Ensino Superior, passeios públicos, postos de Correios, Centros de Saúde, Farmácias, Sucursais Bancárias, entre outros serviços.

Após esta pesquisa, foi possível verificar que existe muita discrepância nas inclinações e na construção das rampas e que muitas delas são construídas aproveitando o espaço existente, sem ter em vista a qualidade de vida dos utentes das mesmas.

Após pesquisa e análise das inclinações das rampas da cidade de Coimbra, foram seleccionadas as que tentam representar as rampas da cidade para além da inclinação 0°. Fazendo uma média das inclinações das rampas encontradas e estudadas na cidade, as rampas seleccionadas têm 3°, 6° e 9° de inclinação. Foram encontradas rampas com inclinações superiores a 9° de inclinação mas infelizmente não será possível estudá-las em laboratório.

Para o registo electromiográfico é utilizado um sistema MEGAWIN da MEGAELECTRONICS, modelo ME 6000, onde serão introduzidos dados do atleta, como identificação e idade. Este sistema apresenta um amplificador com uma razão de rejeição do modo comum de 110 dB, com ruído inferior a 1 $\mu$ V e um ganho de 305.

É necessária a utilização de um sensor de deslocamento, um computador pessoal e *software* apropriado para recolher, gravar e tratar o sinal detectado.

A detecção do sinal electromiográfico é realizada com indivíduos em cadeira de rodas, em que cada um utiliza a sua cadeira, a subir rampas com diferentes inclinações. Para tal, utiliza-se uma passadeira rolante com ajuste automático de inclinações, com 1,50 metros de largura e 3,10 metros de comprimento.



Fig 4. Material utilizado para a recolha de dados



Fig 5. Rampa

#### 4.5 PROCEDIMENTOS

O sinal EMG é detectado através de eléctrodos de superfície activos na superfície da pele, no centro do volume muscular dos músculos estudados, bíceps e deltóide anterior, e de acordo com a orientação das fibras musculares (eléctrodos paralelos à orientação das fibras). Desta forma, pode-se estabelecer uma relação entre a representação gráfica obtida e as características da contracção da globalidade do músculo. (Correia et al, 2004)

Para impedir a influência da resistência da pele ao sinal, o local de aplicação dos eléctrodos deve ser preparado.

##### Preparação da pele

A detecção dos potenciais eléctricos à superfície do músculo deve tomar em consideração as propriedades da pele, já que a sua resistência não preparada é complexa. Para minimizar esta influência e no sentido de aumentar a fidelidade deste, é necessário preparar a pele adequadamente, de forma a reduzir a impedância do conjunto eléctrodo/pele.



Para uma preparação adequada da pele, que permita reduzir a impedância da pele para níveis práticos e recolher um sinal mais limpo, são aconselhados e postos em prática os seguintes passos (Correia et al, 1993):

- 1- Depilar a área do músculo onde se vão colocar os eléctrodos;
- 2- Remover a superfície morta da pele com uma lixa apropriada;
- 3- Limpar com álcool;
- 4- Deixar um intervalo de tempo entre a colocação dos eléctrodos e o início da recolha, não inferior a 5 minutos.

#### Ponto de colocação dos eléctrodos no músculo

O local do músculo onde os eléctrodos são colocados pode interferir na qualidade do sinal. Os eléctrodos não devem ser colocados no ponto motor (projectão cutânea do centro da zona de inervação do músculo), onde se verifica um amortecimento das componentes de baixa frequência de sinal. (Basmajian e De Luca, 1985)

A zona de maior estabilidade para medir a velocidade de condução muscular em contracções isométricas localiza-se entre o ponto motor mais distal e o tendão. (Roy et al, 1986)

Esta teoria, no entanto, não é aplicável em contracções dinâmicas, como as presentes nas complexas acções desportivas, onde se verifica deslocação dos eléctrodos.

Para as contracções dinâmicas é aconselhável, para os músculos fusiformes, a colocação dos eléctrodos o mais próximo possível do meio do ventre muscular, de forma a obter potenciais máximos e assegurar uma ampla superfície de músculo para a colocação estável dos eléctrodos. (Zuniga et al, 1970)

É importante marcar na pele os pontos exactos onde são colocados os eléctrodos, utilizando uma tinta que se mantenha na pele o tempo necessário para completar a recolha, a fim de evitar falhas caso seja necessário fazer comparações e repetir o teste. Nesta situação, os eléctrodos devem ser colocados na mesma posição, de forma a garantir o mesmo comprimento do músculo no momento da colocação. (Correia et al, 1993)

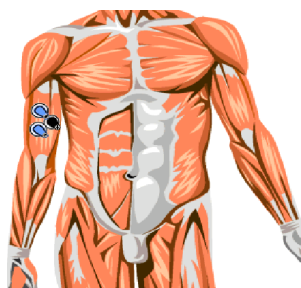


Fig 6. Bícepete Direito



Fig 7. Bícepete Esquerdo

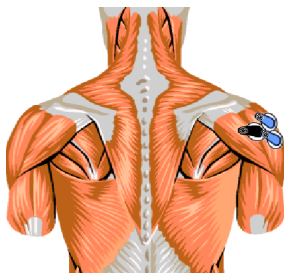


Fig 8. Deltóide Anterior Direito

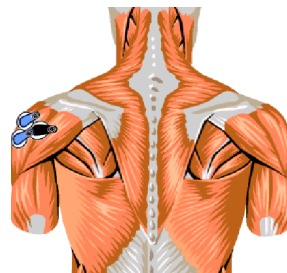


Fig 9. Deltóide Anterior esquerdo

Figuras retiradas do *software* de MEGAWIN da MEGAELECTRONICS

### Orientação dos eléctrodos

Além da colocação dos eléctrodos, é importante ter em atenção a orientação dos mesmos em relação às fibras musculares.

A orientação mais utilizada e neste estudo também será, é normalmente 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 estas são paralelas umas às outras.

No caso dos músculos em que nenhuma destas condições esteja preenchida, devem-se colocar eléctrodos paralelamente à linha que une a origem do músculo à sua inserção.

### Fixação dos eléctrodos

O mau contacto dos eléctrodos com a pele, normal em recolhas prolongadas devido à acção a que estão sujeitos os eléctrodos e à sudação, dificulta a obtenção de um sinal limpo. Para assegurar uma boa conexão, para além da utilização de argolas de dupla face adesivas que mantêm o contacto entre os eléctrodos e a pele, deve reforçar-se a adesão da superfície de detecção à pele com fitas adesivas que



exercem pressão constante sobre os eléctrodos, reduzindo assim ao mínimo a impedância eléctrica entre essas duas estruturas. (Cabri, 1989 in Correia e tal, 1999)



Fig 10. Colocação de eléctrodos

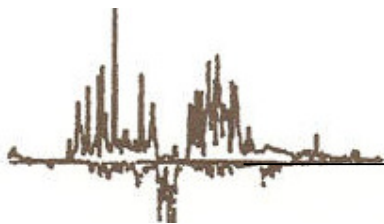
## 4.6 AQUISIÇÃO DOS DADOS

### 4.6.1 Procedimentos Estatísticos

O tratamento dos dados é realizado através do programa de estatística Statistical Package for the Social Science (SPSS), na versão 16.0, bem como do programa Microsoft Excel 2003 para Windows. As técnicas de estatística aplicadas são:

- Frequências: absolutas (n) e relativas (%);
- Medidas de Tendência Central: média aritmética;
- Medidas de Dispersão: erro padrão
- Testes: one sample Kolmogorov-Smirnov test; multiple comparisons – Tukey HSD; correlation Pearson; one-way Anova.

A opção pelos testes estatísticos atrás referidos justifica-se, fundamentalmente, pelo facto de estarmos perante uma amostra pequena e também por pretendermos comparar variáveis de natureza quantitativa.



## CAPÍTULO 5

---

### *Apresentação dos Resultados*





## **CAPÍTULO V – APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS**

Os dados recolhidos vão ser apresentados, sendo posteriormente discutidos.

Os resultados estão representados em forma de gráficos com a sua respectiva discussão, comparando os valores das contracções dos músculos estudados, os valores de Mean Power Frequency (MPF), assim como a velocidade média dos indivíduos e correlações entre diferentes variáveis.

Este capítulo destina-se à apresentação dos resultados obtidos durante o 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, efectua-se uma análise qualitativa do sinal EMG. Esta consubstancia-se 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.

- (i) Velocidade média;
- (ii) Amplitude;
- (iii) Contracção em amplitude;
- (iv) Correlações;
- (v) Análise da Fadiga Muscular.

### **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 um modelo do padrão electromiográfico dos quatro músculos (Bícepite Esquerdo, Deltóide Esquerdo, Bícepite Direito e Deltóide Direito) em inclinações diferentes (0º, 3º, 6º e 9º). Este estudo permite relacionar tempos de activação e características das curvas obtidas, daí apresentar, de seguida, as curvas que representam a actividade dos diferentes músculos nas diferentes inclinações.

### Gráfico com os valores médios de Amplitude (RMS)

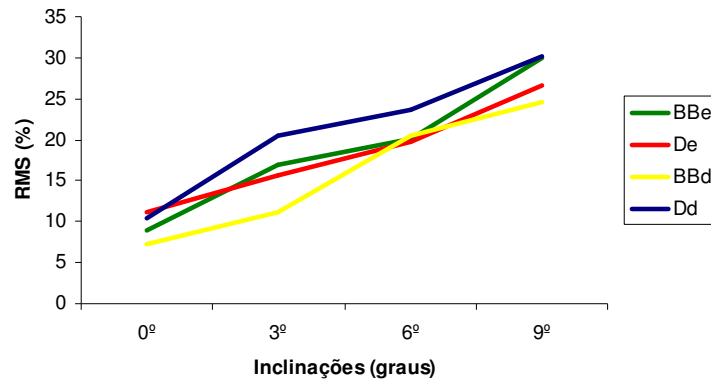


Gráfico 1. Resultados dos valores de RMS (%) dos músculos estudados para as quatro inclinações

Este gráfico permite-nos verificar a evolução das contracções musculares nas diferentes inclinações. Todos os músculos são utilizados em proporções idênticas, embora se verifique maior actividade no Deltóide Direito do que no Esquerdo e os Bícípites Braquiais apresentem valores de amplitude idênticos de ambos os lados.

Os valores médios de amplitude para a  $n=8$  vão aumentando à medida que a inclinação também aumenta.

## 5.1.2 Análise Quantitativa do Sinal EMG

### 5.1.2.1 Velocidade Média

A velocidade média de cada indivíduo para cada inclinação, foi calculada através da fórmula  $v = \text{distância percorrida} / \text{tempo (m/s)}$ , sendo que a distância foi de 3,10 metros.

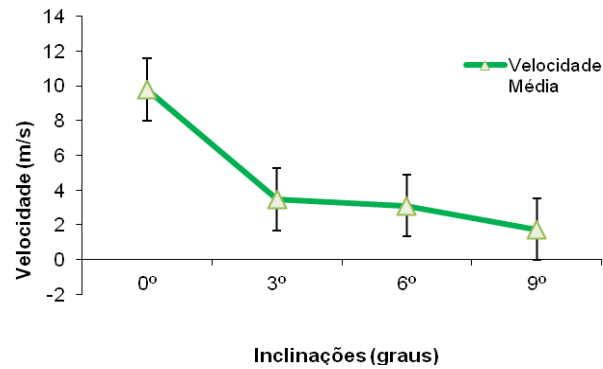


Gráfico 2. Valores da velocidade média (m/s) para n=8 e do erro padrão para as quatro inclinações.

Analisando os valores apresentados no gráfico 2, percebemos que à medida que a inclinação aumenta, a velocidade média dos indivíduos vai diminuindo. Na inclinação 0 o valor médio da velocidade foi de 9,77 m/s, na inclinação 3 houve já uma descida da velocidade média para 3,45m/s, na inclinação 6 a descida dos valores médios já foi menor, descendo para 3,11 e na inclinação 9 a velocidade média é de 1,75m/s.

### 5.1.2.2 Valores de Amplitude

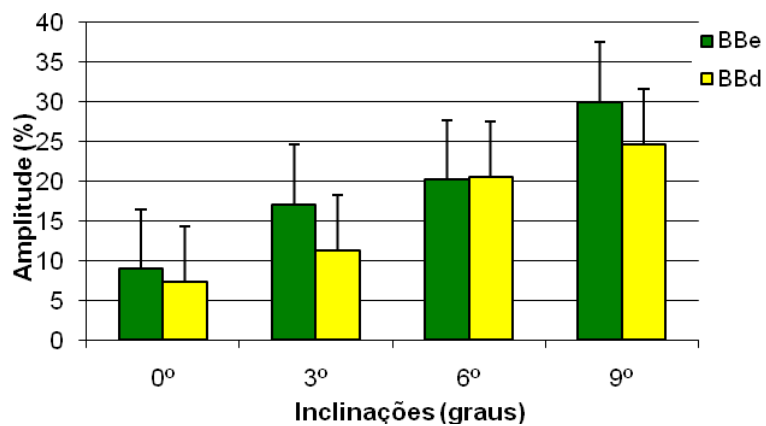


Gráfico 3. Resultados dos valores médios de RMS (%) para n=8 e do erro padrão para o Biceps braquial esquerdo (BBe a verde) e direito (BBd a amarelo), para cada inclinação. As barras verticais representam o erro padrão.



Através da observação do gráfico e comparando o Bícepite Braquial em ambos os lados, direito e esquerdo, verificamos que o Bícepite Braquial Direito apenas tem valor médio de amplitude (RMS) superior ao esquerdo na inclinação 6° e que o Bícepite Braquial Esquerdo tem maior valor médio nas inclinações 0°, 3° e 9°.

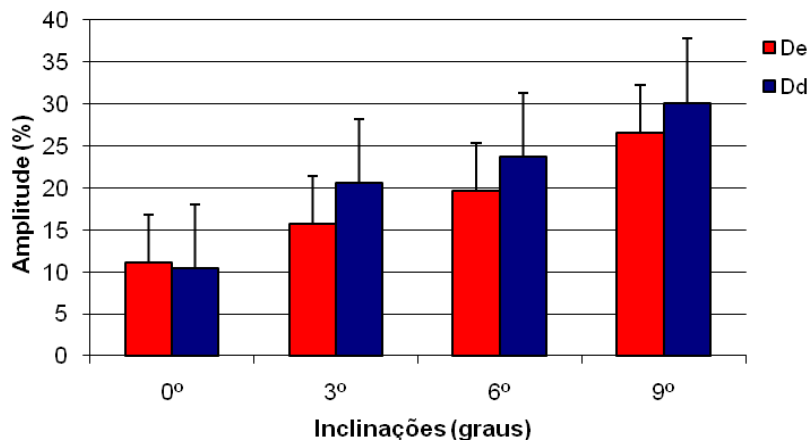


Gráfico 4. Resultados dos valores médios de RMS (%) para n=8 e do erro padrão para o Deltóide esquerdo (De a vermelho) e direito (Dd a azul), para cada inclinação. As barras verticais representam o erro padrão.

Comparando as amplitudes das contracções do Deltóide em ambos os lados, direito e esquerdo, verificamos que o Deltóide Esquerdo, apenas tem valor médio superior ao direito no plano, ou seja, na inclinação 0°, e que o Deltóide Direito tem maior valor médio nas restantes inclinações 3°, 6° e 9°.

### **5.1.2.3 Contracção em Amplitude**

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.

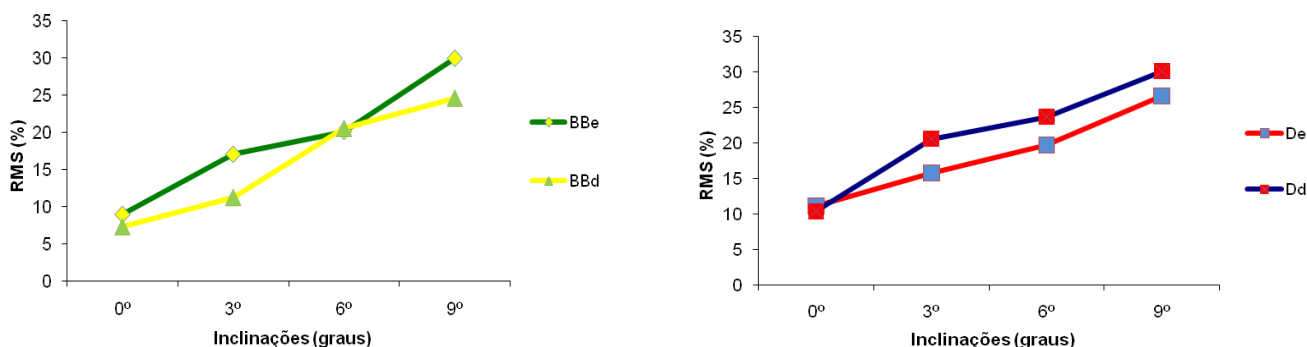
Uma das formas de minimizar esta limitação é a normalização em amplitude das curvas EMG, que consiste em transformar os valores absolutos obtidos em valores relativos a um EMG referência considerado como 100% (Correia e Mil-Homens, 2004). Várias são as formas de determinar este valor. Apesar de algumas reservas que são colocadas quanto à validade da normalização do EMG de acções



dinâmicas em função da contracção isométrica máxima, utilizamos este método, mais precisamente, o pico máximo de contracção encontrado.

Face ao referido anteriormente, nos gráficos seguintes, encontram-se os valores obtidos de actividade eléctrica média dos músculos estudados durante os deslocamentos relativos às quatro inclinações estudadas, utilizando o tempo total de cada indivíduo, especificando cada músculo estudado, de ambos os lados.

### 5.1.2.3.1 Contracção em Amplitude (Bícepite Braquial / Deltóide Anterior)



Gráficos 5. Resultados dos valores médios de RMS (%) para n=8, comparando o Bícepite Braquial (BBe a verde e BBd a amarelo) e o Deltóide Anterior (De a vermelho e Dd a azul) em termos de lateralidade.

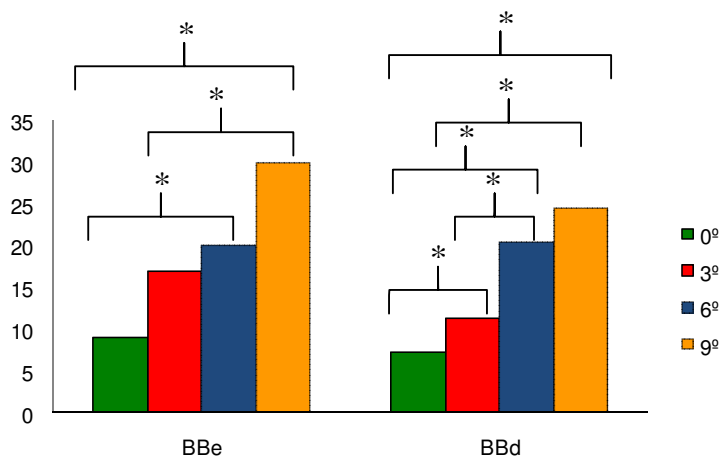


Gráfico 6. Resultados dos valores de amplitude para os músculos Bícepite Braquial direito (BBd) e esquerdo (BBe) para a subida das rampas das diferentes inclinações para n=8.

\* Diferenças significativas entre os valores de contracção nas diferentes inclinações, para  $p < 0,005$

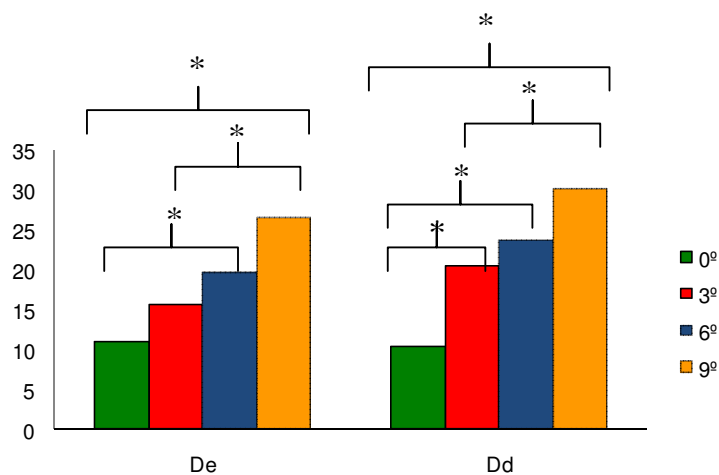


Gráfico 7. Resultados dos valores de amplitude para os músculos Deltóide Anterior direito (Dd) e esquerdo (De) para a subida das rampas das diferentes inclinações.

\*Diferenças significativas entre os valores de contracção nas diferentes inclinações, para  $p < 0,005$

Analisando individualmente cada músculo, podemos retirar algumas conclusões. Podemos verificar que existem diferenças significativas em todos os músculos, quando comparadas as suas contracções por inclinações.

Foram analisados os valores entre todas as inclinações, e verificamos que entre a inclinação 0 e 3, apenas o músculo Deltóide Direito apresenta diferenças significativas.

Fazendo a análise aos pares de inclinações 0 e 6, 0 e 9, 3 e 9, não existe nenhum grupo muscular que não apresente diferenças significativas nos valores médios de contracção.

Relacionando a inclinação 3 e 6, existe apenas um músculo, o Bícepite Direito, que apresenta diferenças significativas na sua contracção muscular, entre as inclinações referidas.

Analisando as contracções musculares dos diferentes músculos, durante a inclinação 6 e 9, podemos dizer que o Deltóide Esquerdo e o Bícepite Esquerdo apresentam diferenças significativas, enquanto que o Deltóide Direito e o Bícepite Direito não apresentam diferenças significativas.

Assim podemos verificar que, sempre que relacionamos o valor máximo de contracção obtida em duas inclinações, nas quais a sua diferença seja de 6° de inclinação, existem sempre diferenças significativas.

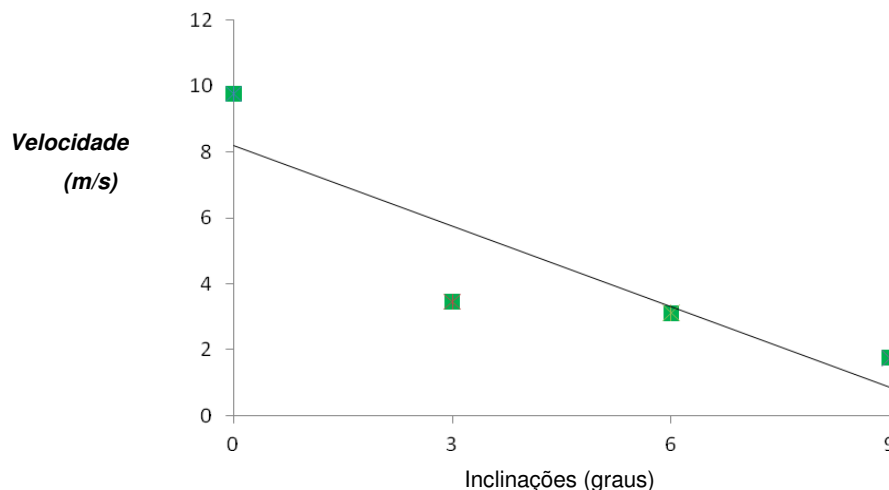


### 5.1.2.4 Correlações

Os valores de correlação obtidos entre duas variáveis, permite-nos ter acesso à força e direção do relacionamento linear entre as mesmas variáveis. Quando o valor da correlação é 1 ou próximo de 1, significa que há uma forte dependência estatística entre essas duas variáveis.

#### 5.1.2.4.1 Velocidade / Inclinação

No que diz respeito a estas duas variáveis estudadas, velocidade e inclinação, há uma correlação muito significativa, uma vez que é muito próxima de 1, com valor 0,961. A correlação entre as duas variáveis é negativa, o que significa que as duas se relacionam inversamente, ou seja, quando a inclinação aumenta, a outra variável, velocidade, vai diminuindo.



Gráficos 8. Correlação entre velocidade / inclinação.

#### 5.1.2.4.2 *Contracção Bícípete Direito / Esquerdo e Deltóide Direito / Esquerdo*

Relativamente aos dois músculos estudados, analisámos a correlação existente entre um mesmo músculo para ambos os lados, direito e esquerdo.

Com estes resultados foi-nos possível relacionar a lateralidade dos indivíduos, ou seja, perceber se existe relação entre os músculos mesmo sendo de diferentes lados.



Tanto no Bícepite Braquial como no Deltóide Anterior, verificam-se correlações acentuadas, de 0,766 e de 0,890 respectivamente, o que significa que quando um dos músculos contrai, o mesmo músculo do lado oposto também contrai.

### 5.1.2.5 Análise da Fadiga Muscular

#### 5.1.2.5.1 Valores Médios de MPF

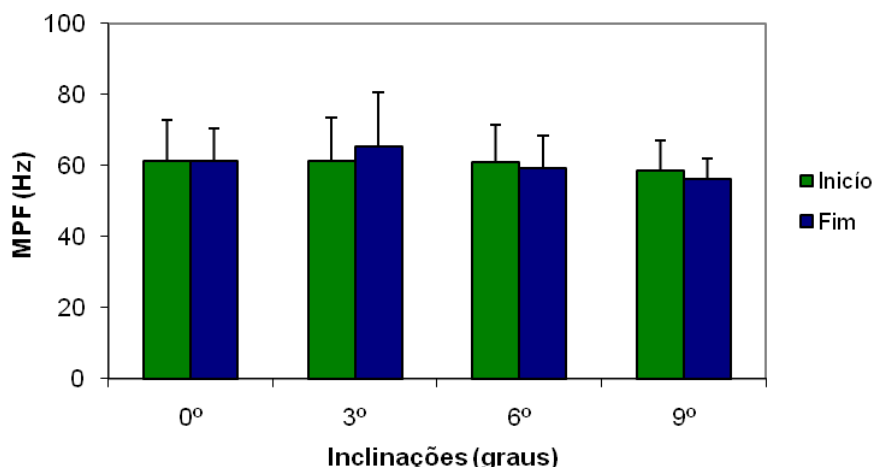
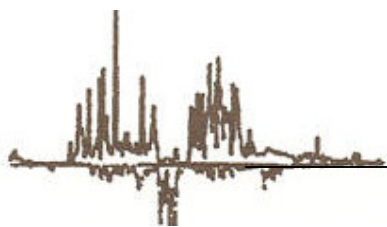


Gráfico 9. Resultados dos valores médios de MPF no início (verde) e no final (azul), para a propulsão em cadeira de rodas, consoante as inclinações da rampa para n=8. As barras verticais representam o erro padrão.

Através dos gráficos apresentados, podemos verificar que não existem grandes diferenças entre os valores médios de MPF no início e no final do teste. Neste último gráfico é visível que apenas na inclinação 3, o MPF final é superior ao inicial, enquanto que na inclinação 0, os valores são muito próximos e nas restantes inclinações o MPF final é menor, mas em valores pouco significativos.

Verificamos ao longo da análise dos resultados, que a amplitude da contração muscular aumenta à medida que o valor da inclinação também aumenta. Caso se verificasse uma diminuição da frequência do impulso nervoso à medida que a amplitude da contração muscular aumenta, estávamos perante um estado de fadiga. Como podemos verificar através do gráfico apresentado, os valores de MPF ao longo das diferentes inclinações mantêm-se sem grandes alterações, o que significa que os indivíduos estudados já têm uma adaptação fisiológica do músculo devido ao recrutamento diário dos mesmos músculos, daí que a contração aumente e a frequência do impulso praticamente se mantenha, devido a essa adaptação muscular.





## CAPÍTULO 6

---

*Discussão*



## CAPÍTULO VI - DISCUSSÃO

Iniciámos este estudo com a intenção de analisar a actividade muscular dos músculos *Bíceps Braquial* e *Deltóide Anterior*, em indivíduos com lesão vertebro-medular, a subirem rampas com diferentes inclinações. Para tal, foram monitorizados através de um sistema de electromiografia de superfície.

Após a exposição dos resultados, passamos à discussão dos mesmos. Dada a escassez de literatura relativa a EMG aplicada a indivíduos com lesão vertebro-medular, a discussão dos registos apresentados poderá ser pouco extensa e científica e terá como discussão artigos que embora não sejam na área da EMG, estão relacionados com o movimento em estudo.

Para a realização do estudo, a fase inicial consistiu no levantamento das rampas existentes em edifícios públicos da cidade de Coimbra. Das várias rampas encontradas nas diversas Faculdades da Universidade de Coimbra, Postos de Correios, passeios pedonais entre outros, verifica-se que existe uma grande diversidade de inclinações e que em grande parte das mesmas, indivíduos com mobilidade reduzida têm dificuldade em utilizá-las.

Rampas com inclinações de 5º, 7º, 8º, 12º, 14º, 17º, 18º e 21º proporcionam aos utentes das mesmas, diversos graus de dificuldades ou até mesmo a impossibilidade de as utilizar.

Assim sendo, fazendo uma selecção das rampas encontradas e devido ao facto de o estudo ser realizado em laboratório, seleccionaram-se quatro inclinações para a realização do estudo, sendo o plano horizontal com 0º, seguido de 3º, 6º e 9º de inclinação.

Todos os indivíduos estudados realizaram o mesmo teste, subindo as rampas pela ordem referida, iniciando no plano horizontal e terminando na rampa com a maior inclinação.

Através dos resultados apresentados anteriormente, é possível afirmar que muitas das rampas encontradas na cidade de Coimbra, exigem uma grande solicitação muscular e que dificultam o quotidiano dos indivíduos com lesão vertebro-medular.



Analisando os valores da velocidade média dos indivíduos a subirem as diferentes rampas, é possível afirmar que quanto maior for a inclinação da rampa, menor é a velocidade, o que significa que também é maior a dificuldade dos indivíduos se deslocarem nas mesmas. Estes dados são reforçados quando podemos constatar que existe uma correlação entre estas duas variáveis, velocidade e inclinação, de valor 0,961, ou seja, muito próxima de 1.

Quando o valor da correlação é 1 ou próximo de 1, significa que há uma forte dependência estatística entre essas duas variáveis.

Esta correlação é negativa, o que significa que as duas variáveis se relacionam inversamente, ou seja, quando uma aumenta, a inclinação, a outra variável, velocidade, vai diminuindo.

É necessário reflectir sobre a construção das rampas, acessos essenciais a diversos edifícios e serviços, uma vez que os indivíduos com este tipo de lesão, apenas utilizam os braços para todas as tarefas do seu dia-a-dia. Merecem especial atenção, para que tenham uma melhor qualidade de vida, um direito que possuem como cidadãos que são.

Tendo em conta que não existem trabalhos realizados neste âmbito, a discussão dos resultados será realizada tendo em conta a análise Electromiográfica recolhida no estudo.

Ao analisar os resultados do estudo da amplitude (RMS) do sinal na contracção muscular dos Bicípites Braquiais e do Deltóide Anterior, verificamos que o bicípites Braquial esquerdo tem maior recrutamento que o direito, já que os seus valores de RMS são superiores e que o Deltóide Anterior direito tem maior valor médio de RMS em relação ao esquerdo, não existindo diferenças significativas entre o mesmo músculo numa determinada inclinação inclinação, para diferentes lados.

Relativamente aos dois músculos estudados, analisámos a correlação existente entre um mesmo músculo para ambos os lados, direito e esquerdo.

Com estes resultados foi-nos possível relacionar a lateralidade dos indivíduos, ou seja, perceber se existe relação entre os músculos mesmo sendo de diferentes lados.



Tanto no Bícepite Braquial como no Deltóide Anterior, verificam-se correlações acentuadas, de 0,766 e de 0,890 respectivamente, o que significa que quando um dos músculos contrai, o mesmo músculo do lado oposto também contrai.

Analisando individualmente cada músculo, retiram-se algumas conclusões. Podemos verificar que existem diferenças significativas em todos os músculos, quando comparadas as suas contracções por inclinações.

Foram analisados os valores entre todas as inclinações, e podemos dizer que entre a inclinação 0 e 3, apenas o músculo Deltóide Direito apresenta diferenças significativas na sua contracção. Relacionando a inclinação 3 e 6, existe apenas um músculo, o Bícepite Direito, que apresenta diferenças significativas na sua contracção muscular, entre as inclinações referidas.

Analisando as contracções musculares dos diferentes músculos, durante a inclinação 6 e 9, podemos dizer que o Deltóide Esquerdo e o Bícepite Esquerdo apresentam diferenças significativas, enquanto que o Deltóide Direito e o Bícepite Direito não apresentam diferenças significativas.

No que diz respeito às restantes inclinações, podemos verificar que, sempre que relacionamos o valor de contracção obtida entre duas inclinações diferentes, nas quais a diferença entre as duas seja de 6º de inclinação, existem sempre diferenças significativas.

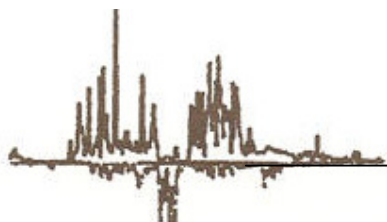
Relativamente ao estudo da fadiga Muscular, através dos valores da frequência do impulso, valores de MPF, verificamos que não existem diferenças significativas entre os valores de MPF iniciais e finais.

Verificamos ao longo da análise dos resultados, que a amplitude da contracção muscular aumenta à medida que o valor da inclinação também aumenta. Caso se verificasse uma diminuição da frequência do impulso nervoso à medida que a amplitude da contracção muscular aumenta, estávamos perante um estado de fadiga, tal como refere Konrad, p: (2005). Os valores de MPF ao longo das diferentes inclinações mantêm-se sem grandes alterações, o que significa que os indivíduos estudados já têm uma adaptação fisiológica do músculo devido ao recrutamento diário dos mesmos músculos, daí que a contracção aumente e a frequência do impulso praticamente se mantenha, devido a essa adaptação muscular.



Através deste estudo pretende-se mostrar o quão é importante a correcta construção das rampas, tendo em vista os utentes das mesmas e as suas necessidades.

A legislação define diversas inclinações para a construção das rampas, consoante a origem dos edifícios, públicos ou privados. O que se verifica é que essa mesma legislação nem sempre é cumprida e que talvez as inclinações seleccionadas para a construção não tenham sido submetidas a estudos, para a verificação das dificuldades que apresentam para os seus utentes. As rampas devem possuir a menor inclinação possível.



## CAPÍTULO 7

---

*Conclusões*



## CAPÍTULO VI I- CONCLUSÕES

Após a apresentação e análise dos dados, torna-se necessário a sua discussão, de modo a serem daí retiradas as conclusões, compreendendo-se assim o significado dos dados recolhidos no trabalho de campo.

Os registos electromiográficos dos músculos Deltóide Direito, Deltóide Esquerdo, Bícípete Direito e Bícípete Esquerdo, de acordo com os objectivos levantados para este estudo, revelaram algumas diferenças e constatações que nos permitem concluir que:

Relativamente à Velocidade Média:

- À medida que aumenta a inclinação da rampa, a velocidade média diminui;
- Quando a velocidade diminui, por a inclinação aumentar, os valores de contracção também aumentam;

Relativamente aos valores de Amplitude:

- Todos os músculos são utilizados em proporções idênticas, embora se verifique maior actividade no Deltóide Direito do que no Esquerdo;
- Os valores de RMS vão aumentando à medida que a inclinação também aumenta;
- As inclinações 6 e 9 são tendencialmente as inclinações onde os valores de contracção são mais elevados;
- A inclinação 0 é tendencialmente a inclinação com os valores mais baixos de contracção;
- Na inclinação 0, o Deltóide Esquerdo é o que apresenta maior valor de contracção;
- Nas inclinações 3, 6 e 9, o Deltóide Direito é o músculo que apresenta maiores valores de contracção muscular;
- Existem diferenças significativas entre as contracções musculares dos músculos estudados;



- As diferenças significativas existem entre as contracções realizadas em rampas com diferenças de 6º de inclinação;
- A contracção muscular aumenta quando aumenta a inclinação da rampa;
- Existe uma correlação entre a contracção dos músculos do lado direito e do lado esquerdo, ou seja, quando um contrai o outro contrai também;

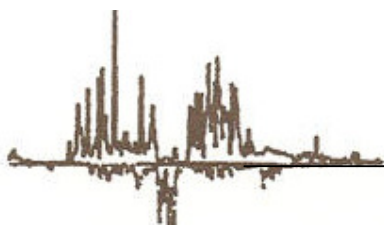
Relativamente aos valores médios de MPF:

- Na inclinação 0, os valores médios de MPF no início e no fim são iguais;
- Na inclinação 3, os valores médios de MPF são superiores no final do teste, não havendo diferenças significativas;
- Nas inclinações 6 e 9, há uma ligeira diferença que não é significativa, nos valores médios de MPF, sendo que são inferiores no final do teste.

Devemos ter em consideração, olhando para as conclusões finais, que este foi um estudo com uma amostra reduzida e de certa forma inédito, o que traduziu alguma fragilidade no que diz respeito a protocolos e discussão de resultados.

No entanto, foi possível verificar aspectos interessantes que devem ser alvo de reflexão.





## CAPÍTULO 8

---

*Referências Bibliográficas*



## CAPÍTULO VIII- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Acierno, S.; Baratta, R.; Solomonow, M. (1995). A Practical Guide to electromyography: for biomechanists. Louisiana State University. New Orleans, USA;
- 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, Santa Catarina, Brasil;
- Berne, R., Levy, M., (1996). Principles of Physiology. 2ª Edição. Mosby-Year Book Inc., Missouri;
- Basmajian, V.; De Luca, C. (1985). Muscles alive – Their function revealed by electromyography. Fifth Edition, Williams & Wilkins, Baltimore;
- Brooks, G.; Thomas, F.; White, T. (1995). Exercise Physiology: Human Bioenergetics and its Applications (2nd ed.). Mayfield Publishing Company. Mountain View, California, USA;
- Castelo J., Barreto, H., Alves F., Santos P., Carvalho J, Vieira J. (2000). Metodologia do treino desportivo. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana;
- Chicharro, J., Vaquero, A., (1995). Fisiologia del ejercicio. Editorial Médica Panamericana, Madrid;
- Chow, J., Millikan, T., Carlton, L., Chae, W., Lim, Y., Morse, M. (2009). Kinematic and Electromyographic Analysis of Wheelchair Propulsion on Ramps of different Slopes for Young Men With Paraplegia. Arch Phys Med Rehabil, Vol 90;



- Clayman, Ch. (1993). Cérebro e Sistema Nervoso. Biblioteca Médica da Família; Vol. 6; Editora Civilização, Minho;
- Clarys, J., (2000). Electromyography in Sports and Occupational Settings: an update of its limits and possibilities. Faculty of Physical Education and Physiotherapy. Vrije Universiteit Brussel, Bressels, Belgium;
- Clarys, J.; Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. Journal of Sport Sciences, 11;
- Clarys, J.; Alewaeters, K. (2003). Science and sports: a brief history of muscle, motion and ad hoc organizations, Journal of Sports Sciences, 21;
- Cohen, H., (2001). Neurociência para Fisioterapeutas (2ª Ed.). Aqua Estúdio Gráfico. São Paulo, Brasil;
- Correia, P. (1999). Anatomofisiologia. Tomo II. Função neuro-muscular. Edições FMH, Lisboa;
- Correia, P., Santos, P., Veloso, A. (1993). Electromiografia: Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações cinesiológicas. Edições FMH, Lisboa;
- Correia, P., Mil-Homens, P. (2004). A electromiografia no estudo do movimento. Edições FMH, Lisboa;
- De Luca, C., (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics;
- Decreto-Lei n.º 123/97 de 22 de Maio, Diário da República, I série A – Nº 118 - 22 de Maio de 1997;



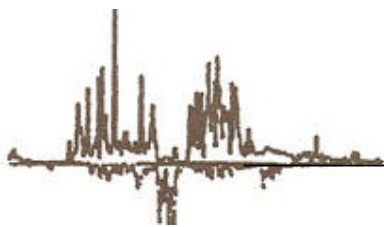
- Decreto-Lei n.º 38/2004, de 27 de Fevereiro, diário da República, I série A - N.º 49 - 27 de Fevereiro de 2004;
- Decreto-Lei nº 163\2006 de 8 de Agosto, diário da República, I série A – Nº 152 – 8 de Agosto de 2006;
- Guyton, A. (1992). Tratado de Fisiologia Médica. 8ª Ed.). Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, Brasil.
- Guyton, A., Hall J. (1997). Fisiologia humana e mecanismo das doenças. 6ª Ed. Guanabarc Koogan. Rio de Janeiro, Brasil;
- Haines, D., (2006). Neurociência fundamental: com aplicações básicas e clínicas. (tradução da 3ª Edição) Elsevier. Rio de Janeiro, Brasil;
- Herzog, W.; Guimarães, A.; Zhang, Y. (1994). Biomechanics. Wiley. USA;
- Kippers, V., (1999). Electromiographic equipment & interpretation. Austrália: University of Queensland;
- Konrad, P., Schmitz K., Denner, A., (2001). Neuromuscular Evaluations of Trunk-Trainig Exercices. J. Athl. Train;
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon INC., USA;
- Kumar, S.; Mital, A. (1996). Electromyography in ergonomics. Taylor & Francis. Londres, England;
- Lenton, J., Fowler, N., Goosey, V. (2008). Wheelchair Propulsion: Effects of Experience and Push Strategy on Efficiency and Perceived Exertion. Department of Exercise and Sport Science, Manchester Metropolitan University, MMU Cheshire, Alsager, England, UK;



- Lundy-Ekman, L., (2004). Neurociência: fundamentos para reabilitação. (tradução da 2ª Edição Americana) Elsevier. Rio de Janeiro, Brasil;
- Marta, S., (2007). Avaliação electromiográfica da solicitação dos músculos rotadores externos do braço em diferentes exercícios de força. Edições FMH, Lisboa;
- Mcardle W., Katch F., Katch V. (1996). Exercice Physiology. 4ª Ed. Williams and Wilkins, USA;
- Nunes, L., (1996). O organismo no esforço. Coleção Desporto e Tempos Livres. Caminho. Lisboa;
- Pina, J., (1999). Anatomia Humana da Locomoção. 2ª Ed. Lidel. Lisboa;
- Powers, S.; Howley, E. (1997); Exercise Physiology – Theory and applications to Fitness and Performance. 3ª Ed. Brown & Benchmark; USA;
- Robergs, R; Roberts, O.(2000). Fundamental principles of Exercice Physiology for fitness: performance and health. McGraw-Hill Higher Education;
- Roy, G., de Luca, C., Schneider, J. (1986). Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. Journal of Applied Physiology;
- Seely R., Stephens T., Tate P. (1995). Anatomy and Physiology. Morby-year book. New York;
- Thill, E., Thomas, R., Coja, J., ( 1989). Manual do Educador Desportivo – Ciências Biológicas Aplicadas ao Desporto, Volume 1. Éditions Vigot. Paris;



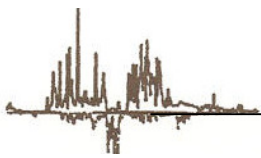
- Vanlandewijck, Y., theisen, D., Daly, D. (2001). Wheelchair propulsion Biomechanics: Implications for Wheelchair Sports. Faculty of Physical Education and Physiotherapy, Bélgica;
- Walls, G., Rosen, L. (2008). Wheelchair Seating and Mobility Evaluation. Magazine of Physical Therapy;
- Zuniga, E., Truong, X., Simons, D. (1970). Effect of skin electrode position on averaged electromyographic potentials. Archives of Physical Medicine.



## CAPÍTULO 9

---

*Anexos*



*Anexo 1*



## Termo de Consentimento

Eu, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ portador(a) do B.I./Cartão Único

n.º \_\_\_\_\_, declaro que participo de livre vontade na realização do estudo

“Análise electromiográfica da Flexão Muscular dos membros Superiores de Indivíduos com Lesão Vertebro-Medular em Cadeira De Rodas”, a efectuar no centro de reabilitação Rovisco Pais.

Fui informado(a) sobre o referido estudo, bem como todos os procedimentos experimentais oralmente, entendendo-os de forma clara.

Compreendo todos os procedimentos dos testes que vou realizar, os riscos e desconfortos resultantes.

Assim sendo, e tendo tido a oportunidade de fazer perguntas que foram respondidas satisfatoriamente, escolho de livre vontade participar nos testes.

Comprometo-me a seguir todas as orientações transmitidas pelos responsáveis da investigação, compreendendo que a qualquer momento posso abandonar o projecto de investigação, se for essa a minha vontade.

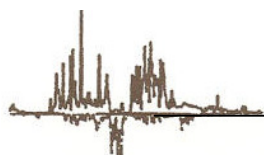
Tocha, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2010

\_\_\_\_\_

Sujeito Testado

\_\_\_\_\_

Responsável pela investigação



*Anexo 2*

---

## Testemunho

Eu, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ portador(a) do B.I./Cartão Único

n.º \_\_\_\_\_, declaro ser testemunho(a) do

sujeito \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ portador(a) do B.I./Cartão Único n.º \_\_\_\_\_, em como o

mesmo foi informado escrita e oralmente sobre todas as condições inerentes ao estudo

“Análise electromiográfica da Flexão Muscular dos membros Superiores de Indivíduos

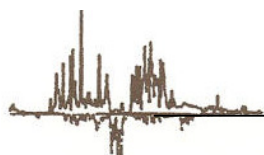
com Lesão Vertebro-Medular em Cadeira De Rodas”, a efectuar no centro de

reabilitação Rovisco Pais.

Tocha, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2010

\_\_\_\_\_  
Testemunha

\_\_\_\_\_  
Responsável pela investigação



*Anexo 3*

---