

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

Marcelo Vinci

**Análise dos músculos flexores do
cotovelo e sua relação com o
posicionamento do antebraço**

Campinas
2010

Marcelo Vinci

**Análise dos músculos flexores
do cotovelo e sua relação com o
posicionamento do antebraço**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Graduação da Faculdade de
Educação Física da Universidade Estadual
de Campinas para a obtenção do título de
Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes

Campinas
2010

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA
PELA BIBLIOTECA FEF – UNICAMP**

B644a Borges, Marcelo Henrique Vinci
Análise dos músculos flexores do cotovelo e sua relação com o posicionamento do antebraço / Marcelo Henrique Vinci Borges. - Campinas, SP: [s.n], 2010.

Orientador: Antônio Carlos de Moraes.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Cotovelo. 2. Flexão de antebraço. 3. Eletromiografia. I. Moraes, Antônio Carlos de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

asm/fef

Título em inglês: Analysis of the elbow flexor muscles and their relation to the positioning of the forearm.

Palavras-chaves em inglês (Keywords): Elbow flexor muscles. Elbow flexion. Pronation-supination. Electromyography (EMG).

Data da defesa: 07/12/2010.

Marcelo Vinci

**Análise dos músculos flexores do cotovelo sua
relação com o posicionamento do antebraço**

Este exemplar corresponde à redação final da Monografia de Graduação defendido por Marcelo Vinci e aprovada pela Comissão julgadora em: 07/11/2010.

Antonio Carlos de Moraes

Orientador

Orival Andries Junior

Banca Examinadora

“Seja a mudança que você quer ver no mundo”.

Mahatma Gandhi

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus familiares que estão sempre ao meu lado nos melhores momentos da minha vida.

Principalmente aos meus avós Carmen e Orlando, meus tios Inês e Ronaldo, irmã Luciana e cunhado Jackson e é claro ao meus amigos pelo apoio, ensinamentos e amor que contribuíram na formação dos alicerces de minha história.

E mais que especialmente a minha mãe Cida por toda contribuição, amor, compreensão, sendo o meu alicerce.

Agradecimentos

Agradeço a Universidade Estadual de Campinas, a Faculdade de Educação Física e a todos os professores aos quais eu tentei absorver um pouquinho de seu conhecimento.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes pelos ensinamentos que contribuíram para a elaboração deste trabalho.

A todos meus amigos de graduação, em que passamos bons momentos durante esta jornada.

Um agradecimento especial ao Rodrigo Ávila, Rene Argento e Tiago Solyszko, Alessandro Truzzi e Bruno Gonçalves, pelos bons momentos que passamos, seja realizando trabalhos ou em momentos de lazer.

E por fim ao pessoal que trabalhei no setor periódicos da Biblioteca Central da Unicamp, Marcelo Pio, Luciano, Luiz, Eugenio, Flor, Tiago e Marcos.

E por fim a Deus que me proporcionou tudo isso.

VINCI, Marcelo. **Análise dos músculos flexores do cotovelo e sua relação com o posicionamento do antebraço**. 2010. 74f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.

RESUMO

O movimento humano é um fenômeno complexo, pois envolve o sistema articular elementar e sua interação com o meio ambiente. A evolução científica torna-se uma importante ferramenta no desenvolvimento humano, pois é através dela que se promove saúde à população gerando uma nova configuração dos ambientes. A partir desse contexto, que a atividade física e as práticas esportivas ganham espaço como atividades potencialmente promotoras de saúde e de bem estar físico e mental. Uma abordagem do membro superior, torna-se importante, devido a sua participação na maioria dos movimentos do corpo humano, este possui sete graus de liberdade em todo seu prolongamento, sendo um dos mais importantes, os movimentos do antebraço, pronação-supinação já que controlam a atitude da mão, permitindo que a esta realize os movimentos de precisão, no caso, alcançar, segurar e comprimir. Todavia, estes movimentos dependem da flexão e/ou extensão do cotovelo, na qual os músculos flexores do cotovelo podem ter suas principais funções alteradas de acordo com o posicionamento do antebraço. O presente trabalho aborda as peculiaridades que envolvem estas alterações buscando considerações relevantes destes movimentos.

Palavras-Chaves: Músculos flexores do cotovelo; Flexão de cotovelo; Pronação-supinação; Eletromiografia (EMG).

VINCI, Marcelo. **Analysis of the elbow flexor muscles and their relation to the positioning of the forearm.** 2010. 74f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.

ABSTRACT

Human movement is a complex phenomenon because it involves the joint elementary system and its interaction with the environment. The scientific evolution becomes an important tool in human development, because it is through that promotes the public health by generating a new configuration of environments. From this context, that physical activity and sports activities are gaining ground as potentially promoting health and well being and mental health. An approach to the upper limb, it becomes important because of its involvement in most human body movements, it has seven degrees of freedom in all its extension, one of the most important movements of the forearm pronation-supination as control the attitude of the hand, allowing it to perform the movements accurately, in the case, reach, grip and pinch. However, these movements depend on the flexion and/or elbow extension, in which the elbow flexor muscles may have changed their main functions in accordance with the positioning of the forearm. This paper discusses the peculiarities of these amendments which involve seeking relevant considerations of these movements.

Keywords: Elbow flexor muscles, Elbow flexion, Pronation-supination; electromyography (EMG).

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representações de diagramas de equilíbrio de Borelli	23
Figura 2 - Estrutura de um músculo esquelético	28
Figura 3 - Botão sináptico evidenciando os neurotransmissores	30
Figura 4 - Unidade Motora	32
Figura 5 - Diagrama esquemático da membrana plasmática	34
Figura 6 - Eventos que envolvem o Potencial de Ação	35
Figura 7 - Propagação do potencial de ação ao longo da membrana	36
Figura 8 - Esquema de geração de MUAP	37
Figura 9 - MUAPTs das unidades motoras	38
Figura 10 - Braquial	42
Figura 11 - Braquiorradial	43
Figura 12 - Bíceps Braquial: cabeça longa e cabeça curta	44
Figura 13 - Supinação, Semipronação e Pronação, respectivamente	46
Figura 14 - Músculos pronadores redondo e quadrado e o supinador	48
Figura 15 - Gráficos da cinemática (EMG) da extensão e flexão do cotovelo	50
Figura 16 - Relação entre força e flexor do cotovelo e a secção transversa dos flexores ...	52
Figura 17 - Análise EMG de uma atividade muscular e sua relação com a força	53
Figura 18 - Ciclo de movimento flexão/extensão da flexão do cotovelo	54
Figura 19 - Músculo Braquial isolado	56
Figura 20 - Músculo Bíceps Braquial isolado	57
Figura 21 - Músculo Braquiorradial isolado	58
Figura 22 - EMG de um movimento de flexão do cotovelo	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Dados resumidos sobre as áreas de secção transversa (AST) e os braços de momento para os músculos extensores e flexores do cotovelo	39
Tabela 2 -	Sequência de eventos na contração muscular	51

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

BB	Bíceps Braquial
BR	Braquiorradial
BQ	Braquial
SA	Sistema Articular
EMG	Eletromiografia
EMGsup	Elemiografica de Superfície
SNC	Sistema Nervoso Central
PA	Potencial de Ação
UM	Unidade Motora
TE	Tensão Específica
MUAP	Potencial de Ação da Unidade Motora
MUAPT	Trem do Potencial de Ação da Unidade Motora
ACh	Acetilcolina
PET	Tomografia por emissão (PET – Positron Emission Traphy)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. METODOLOGIA	20
3. REVISÃO DE LITERATURA	21
3.1 BIOMECÂNIA	21
3.1.1 Conceito de movimento	21
3.1.2 Diagrama de corpo livre	23
3.1.3 Força muscular	24
3.2 CINESIOLOGIA	25
3.2.1 Sistema Articular	26
3.2.1.1 Componentes do Sistema Articular	26
<i>Elo Rígido</i>	27
<i>Articulação Sinovial</i>	27
<i>Músculo</i>	27
<i>Neurônio</i>	29
<i>Receptor Sensorial</i>	31
3.2.1.2 Funcionamento do Sistema Articular	32
<i>Unidade Motora</i>	32
<i>Membranas Excitáveis</i>	33
<i>Potencial de Ação</i>	34
<i>Potencial de Ação da Unidade Motora</i>	37
<i>Excitação-contração</i>	39
3.2.2 Coordenação	40
4. FLEXÃO DO COTOVELO	41
4.1 A FLEXÃO	41
4.2 AMPLITUDE DOS MOVIMENTOS	41

4.3 OS MÚSCULOS FLEXORES DO COTOVELO	42
4.3.1 Músculo Braquial	42
4.3.2 Músculo Braquiorradial	43
4.3.3 Músculo Bíceps Braquial	44
5. PRONAÇÃO-SUPINAÇÃO	46
5.1 DEFINIÇÃO	46
5.2 IMPORTÂNCIA FUNCIONAL	47
5.3 PRONAÇÃO	47
5.4 SUPINAÇÃO	49
6. ANÁLISE DO COTOVELO E SEU GRUPO MUSCULAR	49
6.1 FORÇA	50
6.2 ELETROMIOGRAFIA	55
6.2.1 Braquial	56
6.2.2 Bíceps Braquial	57
6.2.3 Braquiorradial	58
6.2.4 Coativação	59
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS	60
8. REFERÊNCIAS	62

1. INTRODUÇÃO

A busca por um melhor conhecimento do movimento humano é bem antiga, já que está diretamente ligada com o meio ambiente. Tal busca já pode ser demonstrada no interesse pelo movimento humano e de outros animais, na obra de Aristóteles (384-322), que descreveu ações musculares e analisou-as geometricamente.

Da Vinci (1452-1519) analisou as funções de alavanca formadas entre ossos, tendões e articulações do corpo humano por meio de dissecação e experimentação, e seus estudos anatômicos fundiram arte e ciência já no período do Renascimento italiano.

Galileu (1564-1642) introduziu as bases teóricas e metodológicas que culminaram com a Revolução Científica do século XVII, questionando a Mecânica aristotélica com estudos sobre o movimento uniforme, o lançamento de projéteis e o conceito de impulso.

Borelli (1618-1679) aplicou a mecânica de Galileu ao estudo do corpo humano e pode ser considerado o precursor da Biomecânica no aparelho locomotor.

Newton (1642-1727) foi capaz de sintetizar os avanços científicos presentes nas ideias de Galileu, Kleper (1571-1630) e Descartes (1596-1650), elaborando as leis da gravitação e dos movimentos. Descreveu as relações entre as mudanças na velocidade ou na direção de movimento de um corpo e as forças que atuam sobre ele, formulando as Leis de Movimento que se aplicam a todas as formas de movimento, inclusive o do corpo humano, constituindo a base para o estudo da Biomecânica. Com a mecânica clássica de Newton veio a Revolução Científica do século XVII, que introduziu um novo método para o tratamento de problemas científicos, baseado em formulações matemática e estatísticas.

A partir da virada do século XX houve avanços técnicos consideráveis nos métodos ópticos de registro dos movimentos. Tais avanços foram introduzidos pelas fotografias de Marey (1838-1904) e Muybridge (1830-1904).

Braune & Fischer em 1891 elaboraram um metodologia para a reconstrução tridimensional de coordenadas espaciais denominada de fotogrametria analítica, permitindo a realização de cálculos de grandezas mecânicas no corpo humano e, assim a primeira análise dinâmica tridimensional do movimento humano (CAPPOZZO, MACHETTI & TOSI, 1992).

Bernstein (1896-1966) aperfeiçoou os métodos empregados por Braune & Fischer e reconheceu a Biomecânica como ciência, relevando sua importância quando aplicada aos contextos do esporte, do trabalho, da medicina, do desenvolvimento humano e da reabilitação. Sua cinematografia de espelhos e as proposições teóricas acerca dos princípios que governam o movimento humano impulsionaram o desenvolvimento da Biomecânica e têm sido até hoje fontes de inspiração para muitos pesquisadores.

Este breve resumo evidencia a constante busca pelo conhecimento de peculiaridades do movimento humano e suas adequações em relação a contração voluntária, tornando cada vez mais importante o conhecimento destas, pois isto pode ser fundamental para o sucesso nas diversas modalidades esportivas e programas de treinamento com fins de reabilitação ou estética.

A evolução científica desempenha um importante papel no desenvolvimento humano, pois é através dela que se promove saúde à população gerando uma nova configuração dos ambientes, torna-se evidente, portanto a criação ou melhorias nas pesquisas que tem como objetivo este tema. É a partir desse contexto que a atividade física e as práticas esportivas ganham espaço como atividades potencialmente promotoras de saúde e de bem estar físico e mental para a população, promovendo uma grande área de interesse para contínuos estudos.

Duas áreas inseridas dentro da área da saúde estudam esse complexo que é o movimento humano, são a biomecânica e a cinesiologia, áreas que buscam uma melhor compreensão no movimento do corpo humano, já que uma procura estudar a mecânica aplicada e a outra descrever as estruturas e as funções do movimento do corpo humano, respectivamente. Este trabalho a partir destas frentes, traz uma análise de um movimento de uma das articulações do corpo humano de extrema importância para o cotidiano, sendo está a flexão de cotovelo.

Para a execução deste movimento ocorre uma interação dos músculos envolvidos como Bíceps braquial (BB), Braquiorradial (BR) e Braquial (BQ) e das articulações do cotovelo denominada de coaptação articular que tem como objetivo manter a integridade e a relação entre suas estruturas, durante a realização dos diversos movimentos.

Todavia devido a grande complexidade que envolve o membro superior os três principais flexores do cotovelo podem ter suas atividades principais, como flexão e extensão alteradas em função das posições do antebraço sendo estas posições a: pronação, a supinação e a semi-pronação ou posição neutra (GARDNER et al., 1985). E são estas alterações a grande tônica do presente trabalho. Já que as atividades físicas ganharam inúmeros adeptos na última década, dentre as várias opções de atividade, temos a musculação e a ginástica localizada que possuem grande número de praticantes (NOVAES, 2001). Através da prescrição de exercícios localizados e de condicionamento cardiovascular, busca-se a melhoria da qualidade de vida e estética, entre outros. No caso específico da musculação e da ginástica localizada, os exercícios físicos são importantes para que sejam atingidos os objetivos dos praticantes dessas modalidades, que cada vez mais se tornam exigentes. Logo, o conhecimento dos exercícios utilizados nos treinamentos, com base nos princípios biomecânicos, contribuem para esclarecer questionamentos sobre as participações dos músculos envolvidos nos exercícios realizados durante o cotidiano (PARDAL et al., 2003; ZINK et al., 2001; CATERISANO et al., 2002).

Uma das formas de compreender esse fenômeno é utilizando uma técnica denominada eletromiografia (EMG) que está principalmente inserida na área da saúde, promovendo avanços na identificação e compreensão do funcionamento dos tecidos musculares.

A EMG é uma técnica que tem como objetivo registrar e analisar a atividade muscular através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo (AMADIO & DUARTE, 1996). Esse método permite o registro do potencial de ação (PA) da unidade motora (UM), podendo ser empregado como um método diagnóstico para patologias neuromusculares, traumatismos e como instrumento cinesiológico, visando descrever o papel de diversos músculos em atividades específicas (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985), enfim a EMG é a representação gráfica da atividade elétrica do músculo esquelético (CORREIA & MIL-HOMENS, 2004).

Atualmente, a EMG é largamente utilizada para a utilização da função neuromuscular. Este fato é decorrente ao fácil acesso aos processos fisiológicos que

causam a geração de força muscular, no intuito de promover movimento e acompanhar incontáveis funções que nos põem em contato com mundo ao redor (DE LUCA, 1997).

Um grande fator da aquisição da EMG se deve as características dos métodos. Existem duas formas de coletar os dados, a diferença se da nos eletrodos, sendo um destes eletrodos de agulha e o outro de eletrodos superficiais. Este último o mais utilizado devido a grande atividade global dos músculos, fácil manuseio e maior reprodutibilidade dos estudos, já que são capazes de registrar de forma mais generalizada a atividade de um maior número de fibras musculares ativadas em condições de esforço mínimo, médio e máximo. Também conhecida como Eletromiografia de superfície (EMGsup), que tem como característica um método não-invasivo e essencialmente objetiva.

O sinal eletromiográfico (EMG) é a somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área que o eletrodo vai detectar no interior do músculo é a soma dos potenciais de ação de todas as fibras musculares da UM que entram conjuntamente em atividade, pois são inervados pelo mesmo neurônio motor, podendo ser este, afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000).

Os estudos de EMG são abrangentes e podem envolver inúmeras situações do conhecimento biomecânico, e possui várias vertentes como as áreas:

- da saúde onde pode-se verificar o comportamento neuromuscular em algumas doenças ou lesões que afetam esse sistema (FRONTEIRA et al., 2001; KONISHI et al.; 2002), efeito do desuso do nível de ativação muscular (HÄKKINEN et al., 2001; MUJIK & PADILHA, 2001; HAN et al., 2005; GABRIEL et al., 2006);
- da biomecânica do esporte pois dentro desta podemos fazer análises relacionadas ao torque, a força e análise do movimento (LOSS et al.; 1998; RUDROFF et al., 2008). Sendo portanto um instrumento de medida do movimento humano (DE LUCA, 1997);
- da fisiologia do esporte, exercício/treinamento físico na função neuromuscular (HÄKKINEN et al., 2001; GABRIEL et al., 2006; ALKNER et al., 2000); sistemas metabólicos, na quantificação da taxa de disparo de unidades motoras e na identificação da capacidade de resistência muscular ou fadiga (HUG, 2007);

- da reabilitação, na qual ocorre a verificação da especificidade e eficiência de métodos de treinamento promovendo uma melhora na qualidade de vida (WOODFORD, 2007; FORNARI et al., 2003; ESCAMILLA et al., 1998; MOORMAN et al., 2001; BARROS, 2005).
- e da adaptada (BARROS, 2005).

A EMG^{sup} é considerada uma técnica importante para o estudo da fisiologia neuromuscular (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985), pois sua utilização proporciona grandes vantagens como método não-invasivo, confortável para o avaliado, e de fácil manuseamento, permitindo uma análise isolada do comportamento dos músculos. Através de eletrodos posicionados na pele, a corrente gerada pela diferença de potencial das zonas ativas e inativas do músculo é registrada, permitindo uma análise do comportamento de determinado músculo durante a atividade física (PEZARAT-CORREIA & MIL-HOMENS SANTOS, 2004). A EMG^{sup} pode ser utilizada em diferentes formas, como exercícios intermitentes (MENDEZ-VILLANEUVA, HAMER & BISHOP, 2008), exercícios isométricos (TARNANEM, 2008) e exercícios incrementais (MACDONALD, 2008). Vários exercícios podem ser adotados para o desenvolvimento de um mesmo grupamento muscular, porém, alguns normalmente são os mais indicados para cada situação específica. Desta forma, o estudo eletromiográfico torna-se importante para uma possível seleção dos exercícios para periodização das sessões de treino, com o intuito de otimizar os estímulos em cada segmento corporal.

Nas últimas décadas a EMG teve uma larga progressão exigindo uma maior precisão nas técnicas de coleta de dados, paralelamente a este fator surgiram novas descobertas e frequentemente surgem outros métodos com o intuito de avaliar a atividade muscular, e um que parece ter uma grande expansão é a Tomografia por Emissão de Póstron (PET – Positron Emission Tomography). O PET cria imagens anatômicas dos músculos esquelético, permitindo a diferenciação dos músculos ativos, ou primários através da inserção de pósitrons de Fluor (18 F – Fluorodeoxyglucose), na atividade intramuscular, tornando capaz a caracterização da atividade muscular para tarefas específicas e medição das variações intramuscular do metabolismo da glicose durante sua função no músculo esquelético. Em resumo, o FDG PET é capaz de caracterizar função muscular em tarefas específicas e avaliar as variações intramusculares do metabolismo da

glicose no tecido muscular. Portanto o PET torna-se uma ferramenta clínica. Que pode atuar sozinho ou em conjunto com outras área, já que fornece um meio poderoso para estudar a ciência básica da biomecânica, o avanço do projeto de cirurgias de restauração funcional, de patologia muscular ou adaptação dos mesmo, enfim permitir a melhoria de reabilitação neuromuscular (PAPPAS G.P., OLCOTT E.W. & DRACE E.J., 2001).

Essas técnicas podem trazer a resposta de vários fatores relevantes para a realização dos exercícios, em relação aos componentes que compõe o aparato do corpo humano, no caso do presente trabalho o segmento corporal analisado é o membro superior, este que possui sete graus de liberdade em todo seu prolongamento, sendo um dos mais importantes os movimentos do antebraço, pronação-supinação devido a sua importância no controle da atitude da mão, onde este permite que a mão realize os movimentos finos, de precisão, fazendo com que esta esteja perfeitamente colocada para, alcançar, segurar ou comprimir, sendo estas ações presentes no cotidiano. Estas ações dependem da flexão e/ou extensão do cotovelo, onde os músculos envolvidos nesses movimentos, tem suas funções alteradas de acordo com a disposição do segmento do antebraço, sendo estas a pronação, supinação ou semi-pronação.

Embora diversos estudos tenham identificado que o movimento de flexão do cotovelo é realizado basicamente pelos músculos BQ, BB e BR, há ainda muita polêmica em relação ao papel de cada um deles durante o movimento de flexão e de outros movimentos do cotovelo.

Um detalhado estudo realizado por Basmajian e Latif (1957) ilustra bem a complexidade para se avaliar a participação desses três músculos na flexão do cotovelo. Por exemplo, em 50% dos indivíduos adultos normais que foram avaliados durante a flexão realizada de modo lento e com o antebraço em supinação, os três músculos foram ativados simultaneamente durante a realização do movimento. No entanto, em somente 25% desses mesmos indivíduos essa atividade cessou simultaneamente, mas terminou simultaneamente, ou seja, não há um padrão regular de ativação muscular no movimento de flexão do cotovelo, sendo a sequência de ativação dos músculos envolvidos com esse movimento completamente aleatória. Esses resultados evidenciam uma estreita interação nos movimentos realizados pelos músculos BB, BQ e BR na articulação do cotovelo.

2. METODOLOGIA

A realização deste trabalho foi consistida em uma revisão de literatura, que conta com livros, teses, artigos, revistas científicas, relacionados ao assunto em questão, para se obter os dados necessários para a elaboração da monografia. Um fator importante para a realização do trabalho é ler o conteúdo já publicado a cerca do tema (THOMAS, NELSON & SILVERMAN, 2007).

O objetivo principal da revisão da literatura é localizar e sintetizar tópicos específicos para desenvolver uma explicação mais geral ou uma teoria que explique certos fenômenos.

No primeiro momento o trabalho teve como enfoque, buscar uma ampla bagagem que envolve o tema, a partir das principais áreas envolvidas com o tema: A Biomecânica e a Cinesiologia. Posteriormente discutiu-se a interação dos músculos flexores do cotovelo e sua relação com o posicionamento do antebraço.

As principais fontes de consulta para a realização do trabalho foram:

Livros e Teses na Biblioteca da FEF da Unicamp, com auxílio do ferramente de busca SBU Unicamp;

Artigos e Revista científicas na ferramenta de busca PubMed, Scopus, Scielo e APS Journals.

As palavras chaves procuradas foram:

- Músculos flexores do cotovelo;
- Eletromiografia;
- Pronação e Supinação;
- Flexão de cotovelo.

3. REVISÃO DE LITERATURA

O movimento humano tem fascinado historicamente pesquisadores de numerosas disciplinas, tornando-se um tema multidisciplinar. Entretanto a maioria das quais que abordam o estudo do movimento possuem características neurofisiológicas e biomecânicas.

3.1 BIOMECÂNICA

A Biomecânica é a mecânica aplicada ao estudo do corpo humano e seus movimentos e tem por característica uma abordagem multidisciplinar por envolver conhecimentos de diversas áreas – anatomia funcional, física, matemática, biologia e fisiologia – que são representados por fundamentos, como conceitos de movimento, sistemas e diagramas (AMADIO & DUARTE, 1996)

Para Baumann (1989) ela busca avaliar e compreender os seguintes aspectos:

- como o movimento é gerado no corpo humano;
- como ambiente influencia e modifica o movimento;
- quais os fatores que determinam as cargas que atingem o aparelho motor;
- como a execução de um movimento influencia nas estruturas corporais.

Tem um papel importante no sentido de estimar situações reais e melhor compreender as relações teóricas que constituem o sistema motor, aperfeiçoando métodos de treinamento, tratamento e avaliação do aparelho motor.

3.1.1 Conceito de movimento

A grandeza responsável pelo movimento de um corpo é a força, que lhe imprime uma aceleração, mudando sua inércia e resultando em seu deslocamento. Corpos rígidos saem do estado de inércia apenas quando há forças externas diferente do corpo humano que possui capacidade de produzir movimentos, através de forças internas de um sistema,

sendo estas as contrações musculares. Existem 3 tipos de contrações musculares e estas relacionam-se com as forças internas e externas:

- Quando a força interna é igual a força externa, ocorre uma contração muscular do tipo isométrica;
- Quando a força interna é menor que a força externa, ocorre uma contração muscular do tipo excêntrica;
- Quando a força interna é maior que a força externa, ocorre uma contração muscular do tipo concêntrica.

Outra classificação de contração é a flexão e extensão. A Flexão numa articulação, resulta na diminuição do ângulo entre dois segmentos adjacentes que se articulam no local. Já a extensão, resulta no aumento do ângulo. Ou a flexão é o encurtamento do ventre muscular e a extensão é o alongamento do mesmo (ENOKA, 2000).

Cinemática é a descrição do movimento que ignora as causas do movimento. Esta é obtida através da posição, velocidade e aceleração.

Movimento é quando um objeto muda sua posição, sendo que este ocorre no espaço e no tempo.

Velocidade é definida como a taxa de mudança de posição em relação ao tempo.

Aceleração é a taxa de mudança da velocidade em relação ao tempo.

3.1.2 Diagrama de corpo livre

Dempster (1961) descreve o desenvolvimento do diagrama de corpo livre e aponta que os mais antigos precedentes aparecem nos trabalhos de Arquimedes, da Vinci e Borelli. Exemplos do trabalho de Borelli (1680) como na figura 1 parece ter entendido o conceito de alavancas corporais e a necessidade de equilibrar a força muscular com a carga de modo a manter o equilíbrio. A perspectiva histórica de Dempster indica que, embora o diagrama de corpo livre como um método técnico tenha se desenvolvido nos últimos séculos, sua origem está baseada em mais de 350 anos de avanços na física clássica.

O Diagrama de Corpo livre auxilia no estudo de um sistema quando este, está sujeito a forças externas representando-o de maneira simplificada o mesmo. Tais forças externas sofrem mudanças em sua forma ou estado de movimento, sendo determinadas pela combinação da ação de todas as forças externas atuantes. O diagrama visualiza ou calcula essas forças, ou o efeito resultante da ação de todas as forças externas sobre o corpo.

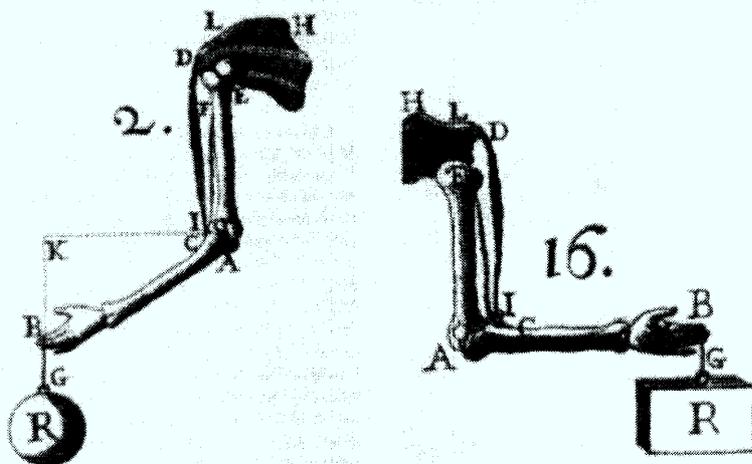


Figura 1 – Representações de diagramas de equilíbrio, entre os procedimentos mais antigos de diagramas de corpo livre, do trabalho de Borelli. [Extraído de Enoka, 2000]

3.1.3 Força Muscular

O papel do músculo é exercer uma força que é transmitida através do tendão para o osso, ocasionando a rotação do segmento corporal. Entretanto, o conceito generalizado de força é uma tração ou um impulso que tende a alterar o estado de movimento de um objeto, não pode ser relacionado para o músculo, porque ele não pode empurrar mas somente puxar, portanto o músculo em termos mecânicos exerce uma força de tração. Devido a esta capacidade unidirecional de um músculo para exercer força, o movimento em torno da articulação é controlado por conjuntos de músculos opostos. No caso da flexão do cotovelo o grupo controlador deste são os músculos extensores do cotovelo e vice-versa. Portanto a função de um músculo depende essencialmente do contexto no qual ele é ativado (ENOKA, 2000).

Existe uma forma de estimar a força muscular dos músculos, basta calcular o produto da tensão específica pela área de secção transversa.

$$(F_m)\text{Força muscular prevista} = (T_E)\text{tensão específica} \times (A_{ST})\text{área de secção transversa}$$

Sendo que a tensão específica é uma constante referente a capacidade do músculo de produzir força independentemente da quantidade de músculo e é representada por 30 N de força por centímetro quadrado (30 N/cm²) (McDONAGH & DAVIES, 1984; EDGERTON, APOR & ROY, 1990; KANDA & HASHIZUNE, 1992), já a área de secção transversal é uma medida da vista superior da área no nível em que o corte é feito. Essas medidas podem ser feitas à partir de processamento de imagens (ultra-som, tomografias computadorizadas ou ressonância magnética) (NARICI, ROI & LANDONI, 1988).

Devido ao movimento humano envolver a rotação dos segmentos corporais em torno de seus eixos articulares, essas ações são produzidas pela interação de forças associadas com cargas externas e a atividade muscular. Logo a capacidade de uma força para produzir rotação é denominada torque ou momento de força. Torque representa o efeito de rotação de um força em relação a um eixo.

O torque ou momento de força é definido matematicamente como o produto da força (força muscular) pela distância entre o ponto de aplicação da força e o eixo de rotação (braço de momento), expressado por N.m .

$$T = (F_m) \text{Força muscular} \times (d) \text{braço de momento}$$

3.2 CINESIOLOGIA

A cinesiologia, por sua vez, é entendida como a ciência que descreve a estrutura e a função do sistema musculoesquelético do corpo humano, em outras palavras os músculos e os ligamentos e como eles se movimentam baseando-se principalmente em conhecimentos da anatomia funcional e da fisiologia. Como tal, deriva da Anatomia, sem considerar necessariamente os aspectos mecânicos relativos aos movimentos. Atualmente, esse termo tem sido empregado para descrever o conjunto de conhecimentos que compõem uma ciência do movimento humano.

O termo cinesiologia é derivado de dois verbos gregos, kinein e logos, que significam mover e descrever. Baseado na definição literal, cinesiologia quer dizer descrição do movimento, isto é, estudo do movimento. É consenso geral que o filósofo grego Aristóteles (384-322 a.C.) foi fundador da Cinesiologia, uma vez que vários de seus tratados foram os primeiros a descrever as ações dos músculos e a submetê-los a análise geométrica. Seus esforços pioneiros lançaram bases para trabalhos subsequentes, mesmo tendo contradições.

Segundo Higgins (1985): "O movimento é inseparável da estrutura que lhe dá suporte e do meio ambiente que o define" e para isto há vários fatores que influenciam diretamente no movimento humano:

- A estrutura do meio ambiente em forma e estabilidade;
- O campo das forças externas no sentido de orientação em função da gravidade e velocidade do movimento;
- A estrutura do sistema em relação a disposição óssea, atividade muscular resultante, organização segmentar do corpo, escala ou tamanho, integração motora;
- O papel do estado psicológico;
- Estrutura para a organização do movimento.

3.2.1 Sistema Articular

Sistema é todo corpo ou conjunto de corpos ou objetos cujos movimentos são de interesse para análise. O corpo todo é um sistema quando se deseja descrever o deslocamento do indivíduo e as características de sua marcha por exemplo.

Dependendo do interesse, é possível o estudo das forças musculares, articulares, ligamentares e de contato entre os ossos, chamadas de forças internas, e as suas consequências nos materiais biológicos. Também é possível estudar as interações do corpo com o meio ambiente, analisando as ações de forças de reação, de resistência do meio, de fricção, chamadas de forças externas, e seus efeitos sobre o corpo humano. Na superação de força externas, o sistema musculoesquelético desenvolve dois tipos de forças internas: as forças ativas, produzidas pelas contrações musculares, e as forças passivas, produzidas pelas estruturas de sustentação articular e pelo atrito entre as superfícies articulares em contato.

4.2.1.1 Componentes do Sistema Articular

O movimento humano é um fenômeno complexo. O sistema articular elementar está inserido nesta complexidade. Este é um modelo biológico que pode ser descrito como um sistema de elos rígidos que são rodados por músculos sobre juntas unidas sem atrito, na qual sua ativação é controlada por neurônios e monitorada através de receptores sensoriais oriundos do sistema nervoso. Portanto podemos dizer que são cinco os componentes que constituem o aparato básico para a produção do movimento humano – elo rígido, articulação sinovial, músculo, neurônio e receptor sensorial.

Segue abaixo suas características morfológicas:

Elo rígido

Constituído por tecido conjuntivo que compreende células sem material intracelular. Possuem células com funções necessárias para a manutenção do tecido. O material intercelular, que forma a matriz em que as células vivem, inclui proteínas de colágeno, elastina e do retículo, e determina as características físicas do tecido. Os principais elementos de ligação que constituem o elo rígido do SA elementar são os ossos, tendões e ligamentos.

Ossos: tem como objetivo fornecer suporte mecânico para a realização do movimento humano, sendo a estrutura central de cada segmento do corpo, produz hemácias e serve como reservatório de íons ativos para cálcio e fósforo estes íons tem papel importante na produção de energia.

Tendões: elementos conectores, que unem os músculos aos ossos.

Ligamentos: elementos conectores, que m os ossos aos ossos.

Articulação Sinovial

As Articulação são divididas em 3 grupos:

- Articulação fibrosa: relativamente imóvel (por exemplo a membrana interóssea entre o rádio e a ulna);
- Articulação cartilaginosa: levemente móvel (por exemplo os discos intervertebrais)
- Articulação sinovial: livremente móvel (por exemplo o cotovelo).
- Devido ao fato da articulação sinovial ser a que mais se aproxima da junta unida sem atrito dos elos rígidos, ela é considerada o componente articular do SA elementar. Sua função é promover a mobilidade para o esqueleto, permitindo que um segmento do corpo rode sobre o outro, e transmite forças de um segmento para o outro.

Músculo

Os músculos são máquinas moleculares que convertem energia química, inicialmente derivada do alimento, em força ou energia mecânica. Tem como propriedades:

- Irritabilidade: habilidade para responder a um estímulo;
- Condutividade: habilidade para propagar uma onda de excitação;
- Contratilidade: habilidade para modificar seu comprimento;
- Adaptabilidade: habilidade de crescimento e regeneração limitados.

A histologia classifica os músculos vertebrados da seguinte forma: cardíaco, liso e esquelético. Somente este último é considerado no sistema elementar articular para efeito de análise do movimento humano. Estes agem através das articulações para produzir rotação dos segmentos corporais (elos rígidos).

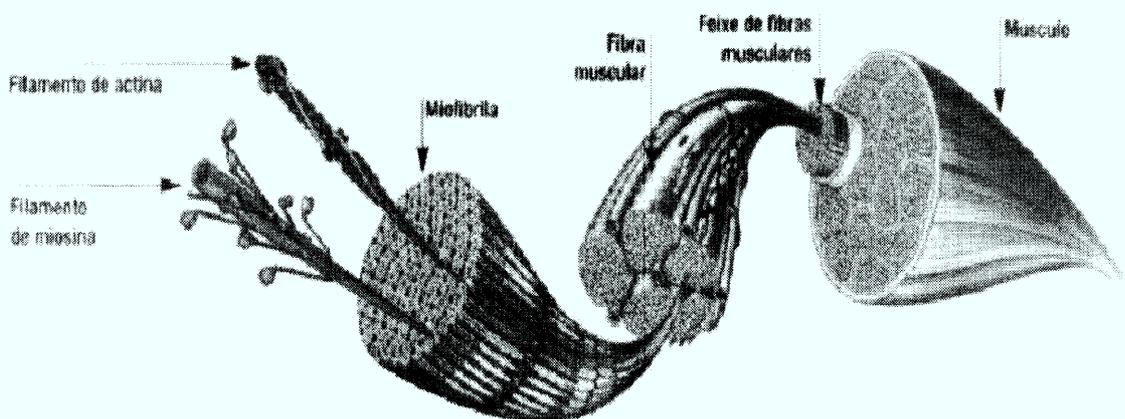


Figura 2 – Estrutura de um músculo esquelético. Extraído de [Biomania, 2010]

Os músculos esqueléticos são compostos de fibras musculares que são organizadas em feixes (fascículos). Os miofilamentos compreendem as miofibrilas, que por sua vez são agrupadas juntas para formar as fibras musculares. Cada fibra possui uma cobertura ou membrana, o sarcolema, e é composta de uma substância gelatinosa, o sarcoplasma. Centenas de miofibrilas contráteis e outras estruturas importantes tais como

as mitocôndrias e o retículo sarcoplasmático, estão inclusas no sarcoplasma. A miofibrila contrátil é composta de unidades, e cada unidade é denominada um sarcômero. Cada miofibrila contém muitos miofilamentos, que são fios finos de duas moléculas de proteínas, actina (filamentos finos) e miosina (filamentos grossos).

Neurônio

O neurônio é um tipo dos dois tipos de células do sistema nervoso, caracterizado por um forma distinta de célula, ou seja, é uma membrana externa denominada de axolema que possui a capacidade de gerar e conduzir um sinal elétrico e uma estrutura singular conhecida como sinapse que serve para a transferência de informações.

Um neurônio típico possui quatro regiões morfológicas que se interagem para realizar essas tarefas:

- Dendritos: local receptor nas interações neurônio-neurônio, se estende a partir do soma;
- Soma: corpo celular que contém o aparato necessário para a síntese de macromoléculas;
- Axônio: processo tubular que se origina do soma, sua função é servir como transmissor dos sinais enviados, um evento elétrico conhecido como PA (RALL, 1987), sendo a porção inicial a porção mais excitável e representa o local de início do PA;
- terminal pré-sináptico: terminação do axônio envolvido na sinapse que inclui os meios para transferência de sinais eferentes do neurônio para a célula efetora.

Três classes funcionais de neurônios são importantes no SA: aferentes, interneurônios e eferentes. Resumidamente estes representam o fluxo de informações fora do SA elementar para dentro do sistema nervoso central (SNC) e termina com um resposta.

Neurônios aferentes conduzem informações sensoriais, ou seja, potenciais de ação dos arredores para o sistema nervoso central.

Os Interneurônios modulam a interação entre sinais aferentes (input) e eferentes (output).

Neurônios eferente transmitem o PA do SNC para o órgão efetor. No sistema articular o órgão efetor é o músculo.

Os neurônios eferentes que inervam o músculo são chamados de motoneurônios. Os somas desses neurônios estão localizados no cérebro e na substância cinzenta da medula espinhal, e seus axônios deixam a medula e são agrupados em nervos periféricos que se dirigem para os músculos-alvo. Quarenta e três pares de nervos (12 cranianos e 31 espinhais) no corpo humano saem do SNC e formam o sistema nervoso periférico que inerva todo o corpo. A conexão entre um axônio e uma fibra muscular é conhecida como junção neuromuscular, um PA gerado pelo motoneurônio é transmitido por essa fenda através de um processo eletroquímico no qual a energia elétrica existente no potencial de ação é convertida em energia química na forma de um neurotransmissor. A excitação associada com o PA gera a liberação de um neurotransmissor químico pelo terminal pré-sináptico. Na junção neuromuscular, o neurotransmissor é a acetilcolina (ACh) (IVERSEN, 1987). O neurotransmissor, por sua vez, causa uma mudança na permeabilidade e no estado elétrico da membrana pós-sináptica de modo que o sinal seja convertido em PA muscular. Desta forma, a energia contida no PA do motoneurônio é convertida em energia química pela liberação do neurotransmissor e depois convertida novamente em energia elétrica pela geração do PA muscular.

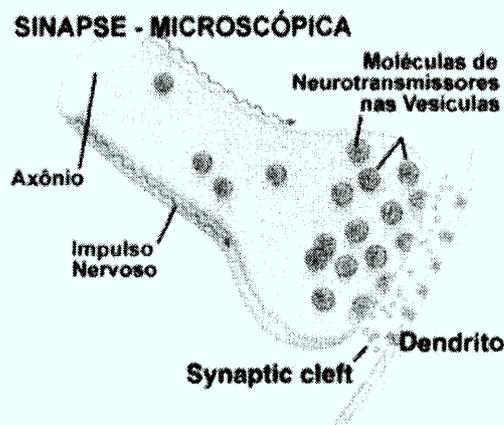


Figura 3 – Botão sináptico evidenciando os neurotransmissores. Extraído de [Ballone, 2008]

Receptor Sensorial

A função básica dos receptores sensoriais é prover informações para o sistema sobre seu próprio estado e sobre o ambiente ao redor. Esse tipo de fluxo de informações dos receptores sensoriais para o SNC, é às vezes chamado de feedback, ele representa a transferência de informações de volta para o SNC. Parece haver um consenso que quanto mais maleável um sistema, mais feedback será necessário para manter sua estabilidade (HASAN & STUART, 1988). Logo como o corpo humano é altamente manejável, requer um considerável feedback para controle. Portanto, o número de neurônios aferentes que fornece informações de feedback é muito maior que o número de neurônios eferentes envolvidos na ativação dos músculos.

Os receptores sensoriais convertem energia de uma forma em outra por meio de um processo conhecido como transdução. A energia pode existir em uma variedade de formas, como luz, pressão, temperatura e som, mas a resposta comum dos receptores sensoriais é a energia eletroquímica na forma de PA. Os potenciais de ação são transmitidos centralmente e usados pelo SNC para monitorar o estado do sistema músculo-esquelético.

O SA elementar precisa de pelo menos dois tipos de informação para controlar o movimento. Ele precisa conhecer onde e quando está sendo perturbado por alguma coisa que acontece em seu ambiente. Essa informação é dada pelos proprioceptores, que detectam estímulos gerados pelo próprio sistema, e pelos exteroceptores, que detectam estímulos externos (SANES & EVARTS, 1984). Com essa informação, o SA elementar é capaz de organizar uma resposta rápida a uma perturbação, determinar sua posição e distinguir movimentos. O proprioceptores incluem fusos musculares, órgãos tendíneos e receptores articulares. Os exteroceptores incluem os olhos, as orelhas e os receptores da pele que respondem a temperatura, toque e dor.

3.2.1.2 Funcionamento do sistema articular

Para o funcionamento do sistema articular elementar quatro fatores são fundamentais: a UM, que é a unidade básica funcional do sistema articular elementar, a excitabilidade das membranas, pelas quais as informações são transmitidas rapidamente através do sistema, a excitação-contração, o elo entre o sinal neural e a contração muscular e a resposta do receptor sensorial, o papel da informação aferente no funcionamento do sistema.

Unidade Motora

Uma unidade motora é definida como o corpo celular e os dendritos de um motoneurônio, os múltiplos ramos de seu axônio e as fibras musculares que ele inerva. Os fatores anatômicos e fisiológicos da UM podem variar bastante, essas diferenças permitem que um músculo, que normalmente possui algumas centenas (100 a 1000) de unidades motoras (McCOMAS, 1991; STEIN & YANG 1990), sirva a diferentes funções e se adapte a várias demandas agudas e crônicas.

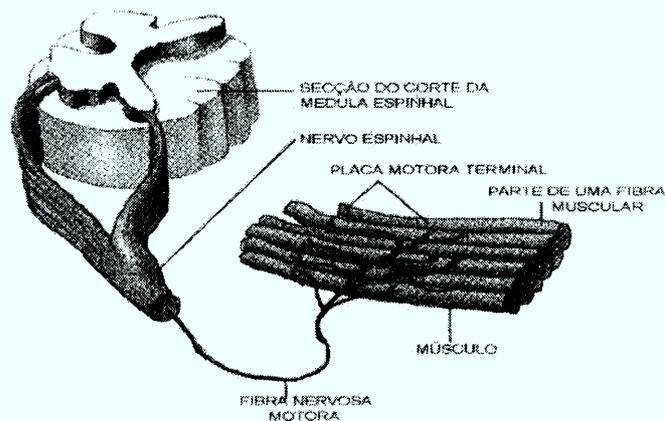


Figura 4 – Unidade Motora. Extraído de [Ortolan, 2002]

A unidade motora é dividida em duas partes: componente neural e muscular.

O componente neural da UM consiste essencialmente no motoneurônio e em seus dendritos. Já o componente muscular é a proporção de inervação que é o número de

fibras musculares inervadas por um único motoneurônio, em média a proporção de inervação é de 1:1913 (FEINSTEN, 1995). Entretanto alterações das características do sinal mioelétrico pode modificar a estimativa do número de unidades motoras (McCOMAS, 1988; GALEA, 1977) Sabe-se que o território de uma única UM não é somente limitado a uma parte específica do músculo, logo diferentes partes do músculo podem conter populações distintas de unidades motoras. Essa observação deu origem ao conceito de compartimento neuromuscular (PETERS, 1989; WINDHORST et al., 1989).

Um compartimento é definido como o volume muscular suprido por um ramo primário do nervo muscular. Um compartimento contém uma única população de unidades motoras, as fibras musculares pertencentes a uma UM são confinadas a um único compartimento neuromuscular. A proporção de tipos de fibras musculares pode diferir entre os compartimentos de um único músculo. Segundo Burke (1981) as unidades motoras possuem três grupos: as de contração lenta, resistentes à fadiga (Tipo S); as de contração rápida, resistentes à fadiga (Tipo FR), e contração rápida, rapidamente fatigáveis (Tipo FF), estas estão diretamente relacionadas com as fibras do Tipo I, Tipo IIa e Tipo IIb, respectivamente.

Membranas Excitáveis

Toda célula pode ser considerada como uma cápsula contendo uma solução protéica revestida por uma membrana lipoprotéica, denominada membrana plasmática (figura 5). Os meios intra e extracelulares possuem diferentes concentrações iônicas, proporcionando uma diferença de potencial elétrico entre o meio interno e o meio externo, que é chamada de potencial de membrana ou potencial de repouso da membrana. O interior da membrana celular apresenta uma carga elétrica catódica menor que a carga elétrica catódica do exterior. Dizemos, assim, que o potencial elétrico interno é negativo em relação ao potencial elétrico externo, que é tomado por referência.

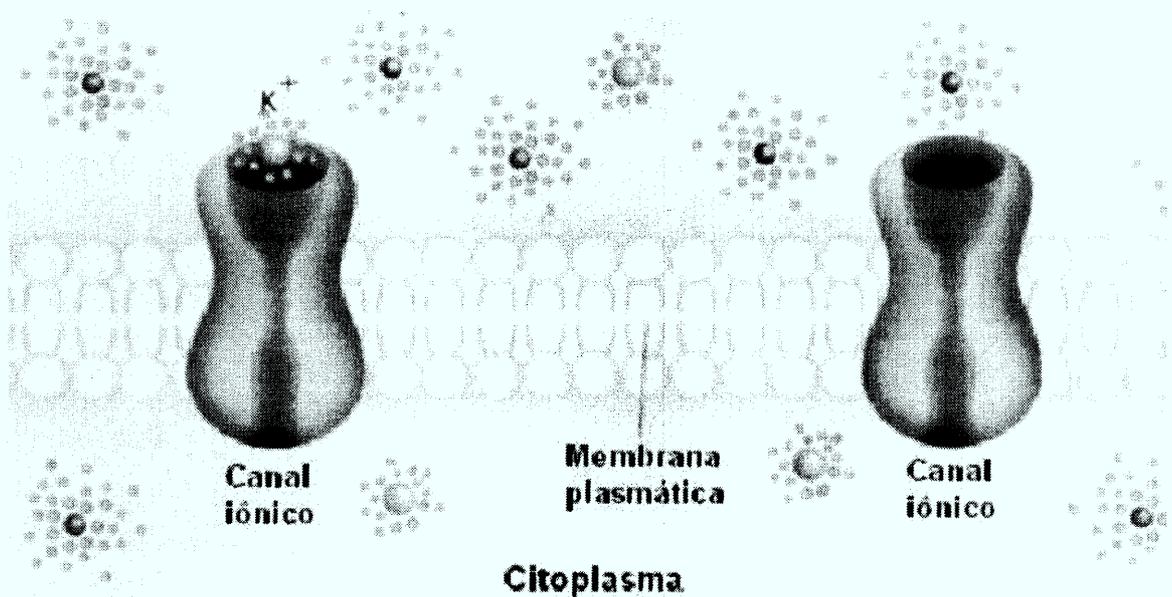


Figura 5 – Diagrama esquemático da membrana plasmática. Extraído de [Lent, 2004].

O potencial de repouso da membrana é, em geral, de aproximadamente -65 a -70 milivolts (tomando o meio exterior à célula como referência). Esse potencial de membrana tem sua origem, em grande parte, em virtude da contribuição da bomba sódio e potássio. Os íons sódio (Na^+) e potássio (K^+) são deslocados entre o exterior e o interior das células ativamente pelo processo de difusão. Nesse processo há bombeamento contínuo de três íons sódio para o exterior, e de dois íons potássio para o interior da membrana. O fato de serem bombeados mais íons sódio para o exterior que de potássio para o interior da membrana resulta em uma perda contínua de cargas positivas do interior da membrana causando um excesso de cargas negativas no interior da mesma, que acarreta um potencial na membrana em repouso em torno de 90mV (GUYTON & HALL, 2006).

Potencial de Ação

Os sinais neurais são transmitidos por meio de potenciais denominados potenciais de ação, que são variações muito rápidas do potencial de membrana. Cada PA começa por uma modificação abrupta do potencial de repouso negativo normal para um

potencial positivo e, em seguida termina com uma modificação quase tão rápida para o potencial negativo.

O PA atravessa três fases, denominadas repouso, despolarização e repolarização (figura 6): na fase de repouso podemos dizer que a membrana está “polarizada”, o que se deve ao elevado potencial de membrana presente na mesma. Na despolarização, a membrana fica em determinado momento muito permeável aos íons sódio, que permite a entrada de muitos desses íons para o interior da célula. O estado de polarização normal de -90 mV é perdido, passando a variar rapidamente para o sentido positivo. Nas fibras de maior calibre esse valor ultrapassa o valor zero (overshoots), nas fibras finas chega apenas próximo do valor zero. Por fim na fase de repolarização, alguns milésimos de segundos após a membrana ter ficado extremamente permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os canais de potássio abrem mais que o normal, acarretando em uma rápida difusão de íons potássio para o exterior da célula restaurando o potencial de repouso normal.

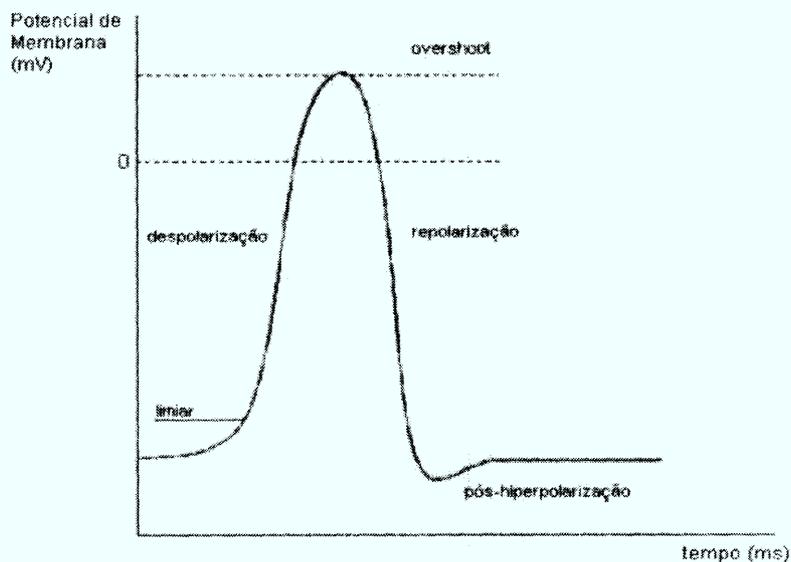


Figura 6 – Eventos que envolvem o Potencial de Ação. Adaptado de [Silbernagl & Despopoulos, 2003]

Enquanto a fibra nervosa permanecer sem sofrer perturbação, nenhum PA ocorre no nervo normal. Contudo, um estímulo, seja ele mecânico, físico e/ou eletroquímico na membrana da fibra nervosa, pode desencadear o processo descrito anteriormente.

A despolarização de uma membrana de uma célula excitável gerada em qualquer ponto da mesma geralmente excita as regiões adjacentes resultando na propagação daquela despolarização. Este processo se desencadeia em ambos os sentidos da membrana e é chamado PA. Este processo pode ocorrer tanto em fibras nervosas quanto musculares. Na figura 7 podemos visualizar a propagação do PA ao longo da membrana celular.

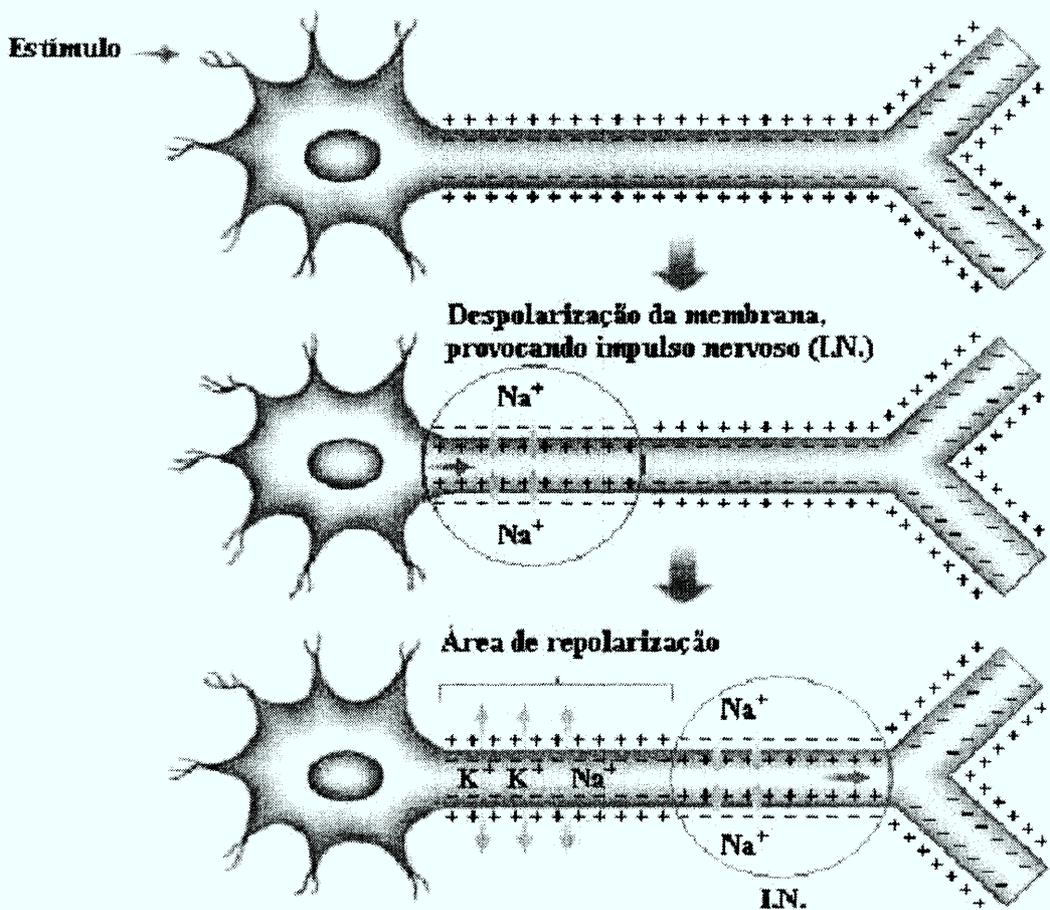


Figura 7 – Propagação do potencial de ação ao longo da membrana. Extraído de [Vilela, 2004]

Potencial de Ação da Unidade Motora

Podemos entender por UM como sendo a menor unidade muscular controlável. A soma algébrica dos potenciais de ação das várias fibras de uma unidade motora é chamado de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP – Motor Unit Action Potential). Na figura 8 vemos a representação esquemática da formação da MUAP representado por $h(t)$.

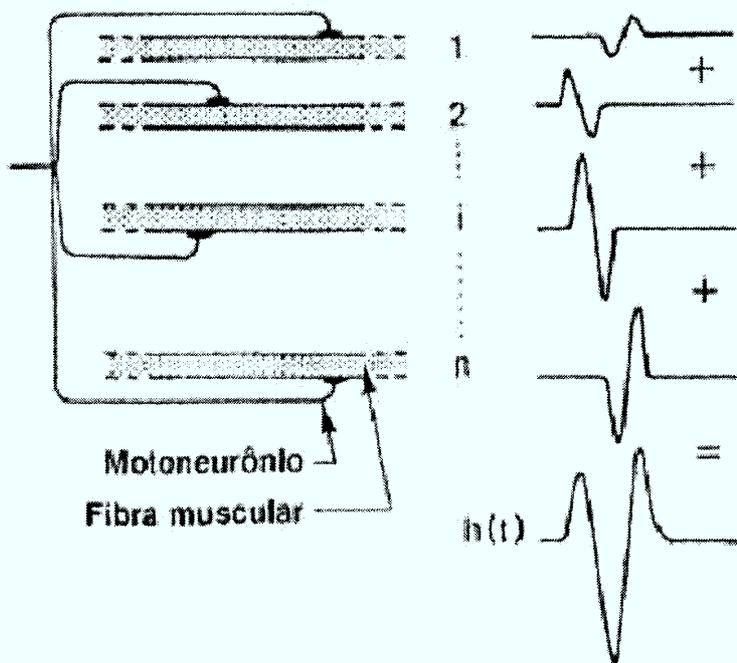


Figura 8 – Esquema de geração de MUAP. Extraído de [Basmajian & De Luca,1985]

Existem diversos fatores que podem influenciar o sinal gerado pela UM, como a relação geométrica entre a superfície de detecção do eletrodo e a fibra muscular da UM, a posição relativa entre a superfície de detecção do eletrodo e a zona de inervação, o diâmetro da fibra, o número de fibras musculares de uma UM na região de detecção do eletrodo e a interface eletrodo/pele. A duração da MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms com amplitudes na faixa de 10 μ V a 2 mV com frequência de 5 Hz a 10 K Hz. A análise

desse potencial é muito usada para a detecção de miopatias, lesões neurogênicas e outras desordens nos músculos.

Pelo fato da MUAP ter um período relativamente pequeno, as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar a contração muscular por períodos maiores. Essa seqüência de MUAPs é denominada trem de potenciais de ação na UM (MUAPT - Motor Unit Action Potential Train). Como os músculos contem fibras de diversas unidades motoras, a captação do MUAPT isolado só pode ser obtida se forem recrutadas apenas as fibras de uma única UM, na vizinhança do eletrodo, só podendo ser realizada em contrações muito fracas.

O sinal eletromiográfico (figura 9) é então o somatório de todas as MUAPTs das Unidades motoras, captada pelo eletrodo na região de detecção (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

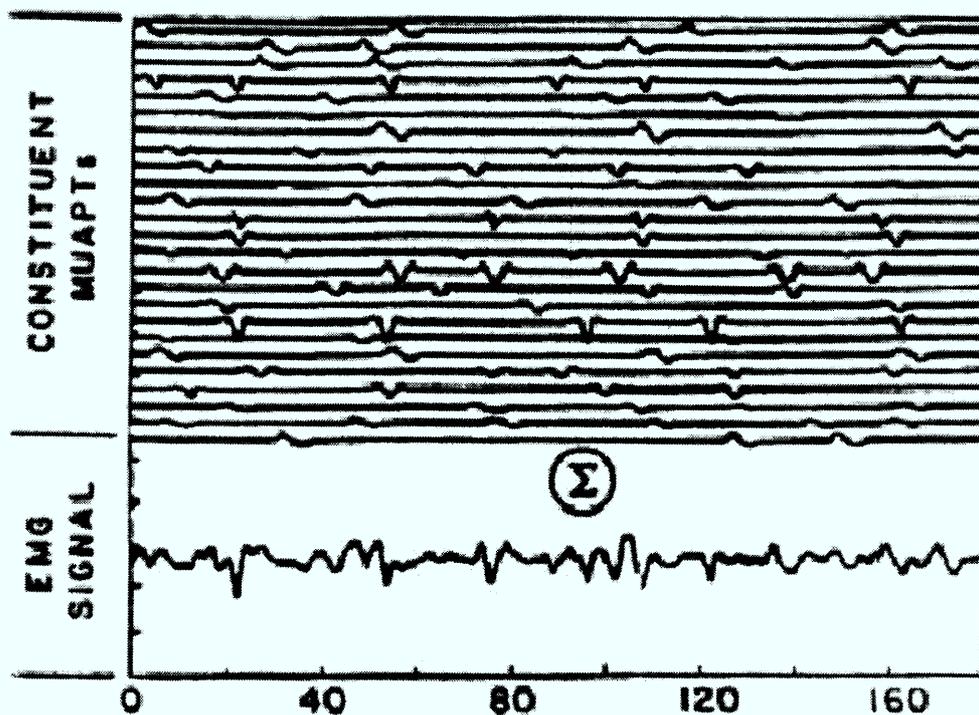


Figura 9 – Representação da formação do sinal eletromiográfico a partir dos MUAPTs das unidades motoras. Extraído de [Basmajian & De Luca, 1985].

Excitação e contração

A excitação e a contração pode se dá através de uma sequência de eventos, sendo estes, representados na tabela a seguir:

Sequência de eventos na contração muscular
1. Início e propagação (condução ativa) do potencial de ação (PA) neural da porção inicial do axônio.
2. O neurotransmissor acetilcolina (ACh) é liberado da junção neuromuscular.
3. ACh aumenta a permeabilidade da membrana pós-sináptica (sarcolema) ao Na^+ e K^+ , que ativa os canais controlados por transmissor e causa a geração de um potencial de placa aterminal.
4. O potencial de placa terminal é conduzido para fora da junção neuromuscular e o processo ativa os canais controlados por voltagem e despolariza o sarcolema. O resultado é a geração de um potencial de ação muscular (no sarcolema).
5. O potencial de ação muscular é propagado ao longo do sarcolema e dentro do sistema de túbulos "T".
6. O potencial de ação do túbulo "T" desencadeia um aumento na condutância de Ca^+ do retículo sarcoplasmático e o Ca^{+2} move-se pelo seu gradiente de concentração para dentro do sarcolema.
7. Quando a concentração de Ca^{+2} no sarcolema é adequada, o Ca^{+2} liga-se à troponina e desinibe as proteínas reguladoras.
8. O subfragmento liga-se ao local de ligação na actina e a energia fornecida pela quebra de ATP é transformada em rotação das pontas transversas.
9. As pontes transversas se desligam assim que outro ATP é ligado ao subfragmento.
10. O ciclo de liga-rodar-desligar das pontes transversas continua enquanto o ATP está disponível e há Ca^{+2} suficiente para a desinibição.
11. Com a cessação dos Potenciais de Ação do músculo, o Ca^{+2} é bombeado de volta para o retículo sarcoplasmático e retornado para os sacos laterais.

12. A remoção de Ca^{+2} resulta em nova inibição pelas proteínas reguladoras (Tropomiosina e Troponina); as pontes transversas não se ligam e, conseqüentemente, os miofilamentos relaxam.

Tabela 1 – Sequência de eventos na contração muscular. Extráido de [Enoka, 2000]

3.2.2 Coordenação

Segundo Béziers e Piret (1992) A coordenação é a organização que permite um equilíbrio entre os grupos musculares agonistas, antagonistas e sinergistas, sendo o agonista o principal condutor do movimento. A posição na qual a pessoa adota quando precisa utilizar ao máximo a força de todos os seus músculos é denominada de posição ótima de trabalho.

O membro superior é formado por três unidades de coordenação:

- uma esférica:
- a mão, que dirige o movimento;
- duas transacionais:
 1. a escápula, que transporta o movimento do tronco para torná-lo acessível ao braço;
 2. o braço, que transmite a tensão e o movimento entre o tronco e a mão, aumentando a amplitude do deslocamento.

4. FLEXÃO DE COTOVELO

4.1 A FLEXÃO

O corpo humano é capaz de assumir diferentes posições por meio de uma infinidade de movimentos. Isso é possível por causa da união de diferentes segmentos do corpo – cabeça, pescoço, tronco, membros superior e inferior – por articulações.

Partindo da posição anatômica a articulação do cotovelo é classificada como uma articulação que possui um grau de liberdade, em outras palavras articulação uniaxial, na qual realiza apenas os movimentos de flexão e extensão. A flexão de cotovelo ocorre no plano sagital e no eixo látero-lateral ou transverso.

O complexo da junta do cotovelo permite dois tipos de movimentos: flexão-extensão e pronação-supinação. As articulações umeroulnar e umerorradial possibilitam a flexão e a extensão do cotovelo e são classificadas como articulações genglimóides ou dobradiça (KAPANDJI, 2007).

A posição de referência é definida da seguinte maneira: o eixo do antebraço se localiza no prolongamento do eixo do braço (PALASTANGA et al., 2000).

Durante a flexão do cotovelo, a partir da posição anatômica, o antebraço desloca-se para a frente, de modo que, ao final do movimento, sua face anterior possa tocar a face anterior do braço (SALVINI et al., 2005)

4.2 AMPLITUDE DOS MOVIMENTOS DO COTOVELO

A amplitude de flexão varia de acordo com o tipo de movimento que se realiza sendo esta flexão ativa, no qual o movimento fica geralmente limitado a 145° devido a disposição dos músculos e articulações e flexão passiva, que onde tem-se uma amplitude média de 160° com algum auxílio.

De modo geral, a realização das atividades do dia a dia ocorre numa amplitude de movimento do cotovelo que varia de 30 a 130° de flexão.

As limitações da amplitude de flexão, comuns a diferentes afecções que acometem essa articulação, podem ser mensuradas, com o auxílio de goniômetro, a partir da posição anatômica (SALVINI et al., 2005)

4.3 MÚSCULOS FLEXORES DO COTOVELO

Os músculos motores da flexão do cotovelo são essencialmente três: Braquial (BQ), Braquiorradial (BR) e Bíceps Braquial (BB), em outras palavras são os primários, seguindo os padrões de RASH e BURKE (1977):

4.3.1 Músculo Braquial

O músculo braquial situa-se no compartimento anterior do braço, profundamente ao músculo bíceps braquial. Origina-se na metade distal das faces ântero-medial e ântero-lateral do corpo do úmero, inserindo-se na tuberosidade da ulna e na face anterior do processo coronóide da ulna (figura 10).

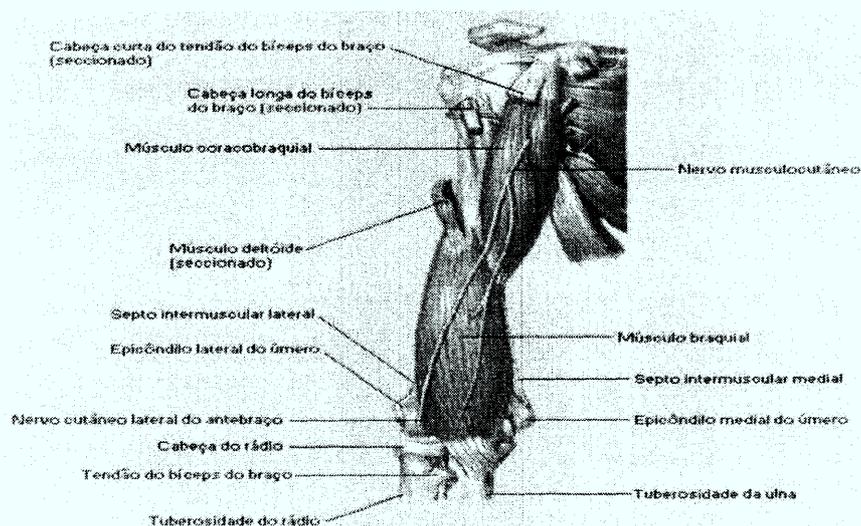


Figura 10 – Braquial. Extraído de [Netter, 2000]

O braquial é considerado o flexor por excelência da articulação do cotovelo. Ele está ativo em todos os movimentos de flexão do cotovelo, realizados com ou sem

resistência e em diferentes velocidades de movimento lentos ou rápidos. Ele se diferencia dos outros dois músculos flexores do cotovelo, no caso BB e BR, por estar ativo tanto quando se necessita manter a flexão do cotovelo, em outras palavras contração isométrica como quando se realiza um movimento de extensão, e os flexores que atuam realizando uma contração excêntrica (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985)

4.3.2 Músculo Braquiorradial

O músculo braquiorradial localiza-se na parte lateral do compartimento posterior do antebraço. Ele se origina a partir dos dois terços proximais da crista supra-epicondilar lateral do úmero e se insere na face lateral da base do processo estilóide do rádio (figura 11).



Figura 11 – Braquiorradial. Extraído de [Netter, 2000]

O BR participa moderadamente do movimento de flexão do cotovelo realizado contra uma resistência, com o antebraço em semipronação ou pronação. Sua participação

na flexão é muito pequena quando o antebraço está em supinação (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Na maioria dos indivíduos, o BR não participa da manutenção da flexão do cotovelo, nem durante os movimentos de flexão e extensão realizados lentamente. Curiosamente, ele é ativado e participa dos movimentos rápidos de flexo-extensão do cotovelo, com o antebraço em qualquer uma das posições do antebraço, pronação, supinação ou semipronação (BASMAJIAN & LATIF, 1957).

4.3.3 Músculo Bíceps Braquial

O músculo bíceps braquial insere-se na tuberosidade do rádio e situa-se no compartimento anterior do braço, originando-se por duas cabeças denominadas de curta e longa (figura 12).

Cabeça curta: origina-se do processo coracóide da escápula

Cabeça longa: origina-se do tubérculo supraglenoidal da escápula.

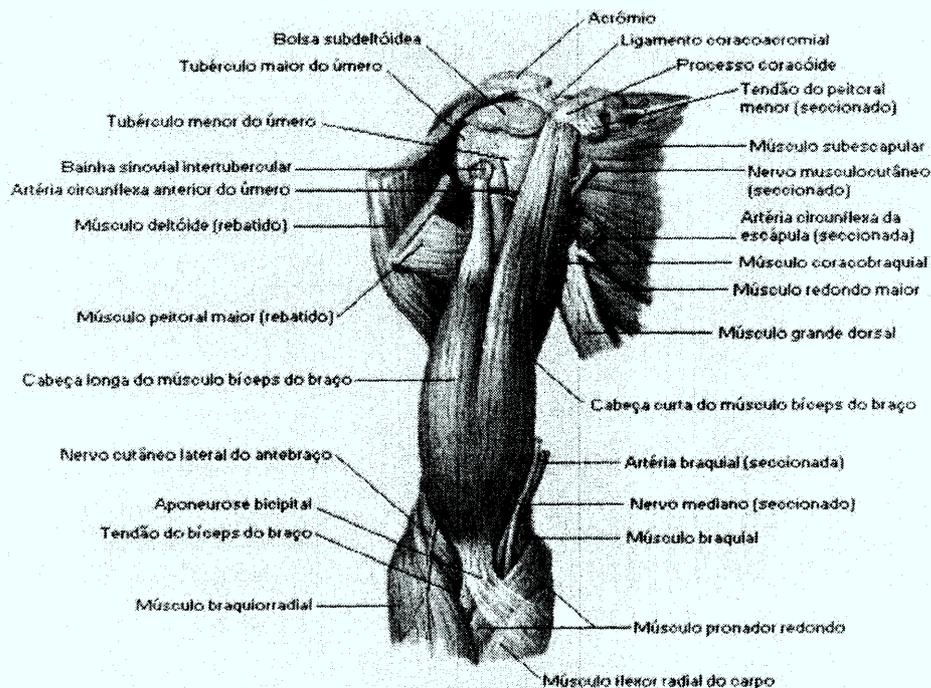


Figura 12 – Bíceps Braquial: cabeça longa e cabeça curta. Extraído de [Netter, 2000]

O bíceps participa geralmente do movimento ativo da flexão do cotovelo com supinação do antebraço.

5. PRONAÇÃO-SUPINAÇÃO

5.1 DEFINIÇÃO

A pronação-supinação é o movimento de rotação do antebraço ao redor do seu eixo longitudinal (figura 13).

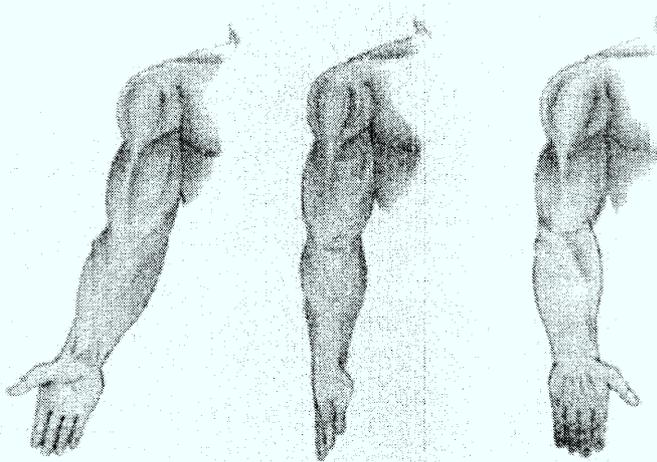


Figura 13 – Supinação, Semipronação e Pronação, respectivamente. Extraído de [Salvini et al., 2005]

Este movimento precisa da intervenção de duas articulações que biomecanicamente interagem entre si, sendo a articulação rádio-ulnar superior e inferior. Esta rotação longitudinal de antebraço introduz um terceiro grau de liberdade no complexo articular do punho.

Só é possível analisar a pronação com o cotovelo a 90° e encostado no corpo, a partir desta posição considera-se: posição de supinação quando a palma da mão se dirige para cima com o polegar para fora, posição de pronação quando a palma da mão se orienta para baixo e o polegar para dentro e posição intermédia quando a direção do polegar está para cima e a da palma para dentro, em outras palavras, nem pronação, nem supinação, sendo esta inclusive posição de referência da amplitude dos movimentos de pronação-supinação também denominada de posição zero (KAPANDJI, 2007).

A posição de semipronação ou neutra é considerada a posição natural do antebraço, sendo utilizada em repouso, mas também proporcionando grande vantagem biomecânica para a realização da maioria das funções do membro superior.

5.2 IMPORTÂNCIA FUNCIONAL

Na escala evolutiva, o movimento de prono-supinação era o toque de classe que faltava para ampliar as funções do membro superior, particularmente da mão. Pode-se observar na espécie humana que praticamente todos os movimentos funcionais envolvem a prono-supinação associada à flexo-extensão do cotovelo e aos movimentos de punho e mão. A prono-supinação do antebraço, associada à rotação medial e lateral do braço, possibilitou a execução dos movimentos em diagonais no membro superior. Sem eles, as funções do membro superior seriam muito restritas.

Kapandji (1982) sugeriu que tanto a porção distal do rádio quando a ulna rodam em torno do eixo de pronação-supinação, com o arco ulnar de rotação sendo significativamente menor que o arco radial de rotação.

A faixa normal de pronação-supinação do antebraço vai em média de 71° de pronação a 81° de supinação (MORREY et al., 1981)

Em um estudo examinando a força do cotovelo em indivíduos normais, demonstrou-se que a força da supinação é 20% a 30% maior que a força da pronação. Compatível com a área transversal do músculo e com os braços do momento, a força de flexão foi 30% maior que a força de extensão. Por fim, os homens mostraram, de maneira mais consistente, serem 40% mais forte que as mulheres nos testes de força no cotovelo (ASKEW et al., 1986).

5.3 PRONAÇÃO

Os músculos pronadores redondo e quadrado realizam o movimento de pronação (figura 14). O músculo pronador redondo localiza-se no compartimento anterior do antebraço. Apresenta suas porções de origem denominadas de cabeça umeral e cabeça ulnar. A cabeça umeral origina-se do epicôndilo medial e parte distal da crista

supra-epicondilar medial. A cabeça ulnar origina-se no processo coronóide da ulna. O músculo se insere, através de um tendão único, na tuberosidade do músculo pronador localizada no meio da face lateral do corpo do rádio. O músculo pronador quadrado, também localizado no compartimento anterior do antebraço, origina-se do quarto distal da face anterior da ulna, e sua inserção ocorre no quarto distal da margem e face anteriores do rádio (KAPANDJI, 2007).

Os dois músculos pronadores, o redondo e o quadrado, são ativos na pronação do antebraço, embora a pronador quadrado seja considerado o principal, independentemente da posição do antebraço e do ângulo do cotovelo. O pronador redondo é considerado um músculo de reforço ao movimento de pronação, tanto na pronação ativa como no movimento contra-resistido (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; DE SOUZA, DE MORAES & DE MORAES, 1957)

Ele atua na flexão do cotovelo somente quando o movimento é contra um resistência. Não se observou sua participação em movimentos de flexão realizados sem resistência, em nenhuma das posições do antebraço (DE SOUZA, DE MORAES & DE MORAES, 1958; BASMAJIAN & TRAVILL, 1957).

Durante a supinação, os músculos pronadores permanecem inativos.

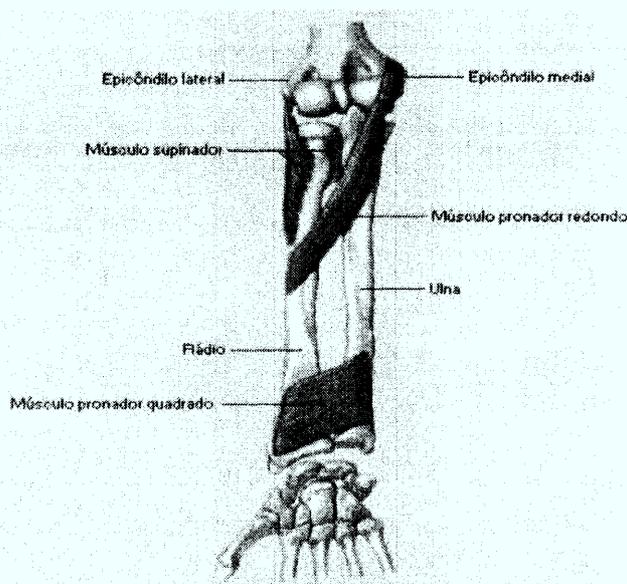


Figura 14 – Músculos pronadores redondo e quadrado e o supinador. Extraído de [Netter, 2000]

5.4 SUPINAÇÃO

A supinação do antebraço é iniciada e realizada principalmente pelo músculo supinador (figura 15).

O músculo supinador situa-se no compartimento posterior do antebraço. Origina-se a partir do epicôndilo lateral do úmero, dos ligamentos colateral radial e anular do rádio e da crista do músculo supinador da ulna. Insere-se na margem lateral da tuberosidade do rádio, na margem anterior do corpo do osso, desde a tuberosidade do rádio até a tuberosidade do músculo pronador redondo, e nas faces lateral e posterior do rádio, em seu terço proximal (SALVINI et al., 2007).

Esse músculo é o responsável pela supinação ativa quando movimento é realizado sem resistência, independentemente da posição do antebraço (KAPANDJI, 2007).

Com a articulação do cotovelo em extensão, o supinador realiza a supinação sozinho, quando realizada de modo lento ou rápido. No entanto, com o cotovelo em flexão, há participação do músculo BB no movimento de supinação do antebraço. O bíceps também auxilia no movimento de supinação realizado contra uma resistência, especialmente quando o cotovelo está fletido. Assim, o bíceps é um importante sinergista no movimento de supinação do antebraço (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Todos os músculos que participam da supinação encontram-se relaxados durante a pronação (KAPANDJI, 2007).

6. ANÁLISE DO COTOVELO E SEU GRUPO MUSCULAR

6.1 FORÇA

No movimento de flexão do cotovelo não existe forças horizontais significantes, assim a aceleração em torno da articulação do cotovelo é largamente determinada pela atividade dos músculos em torno da articulação (figura 15).

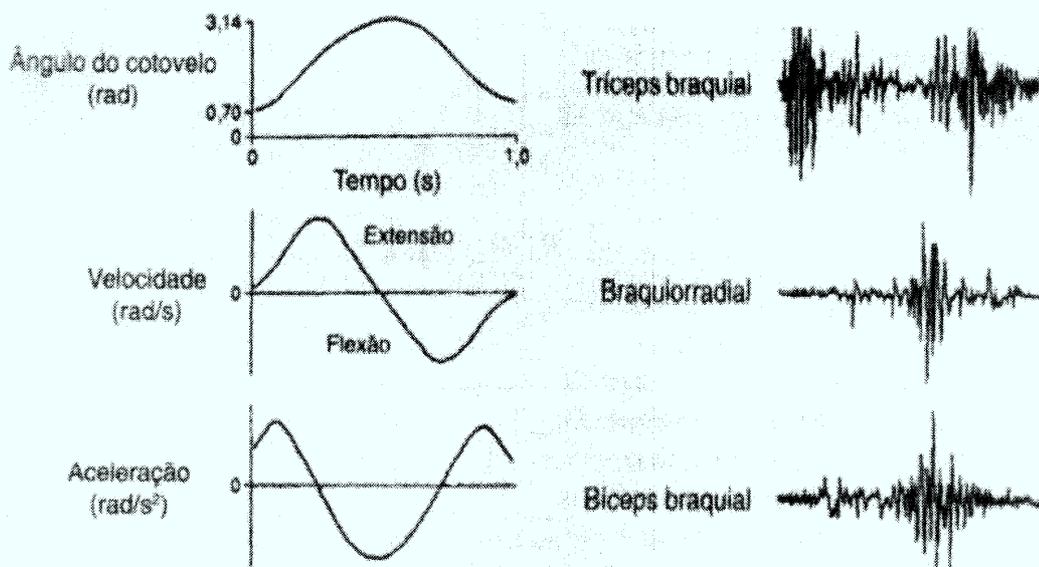


Figura 15 – Gráficos da cinemática e de padrões de EMG para um movimento simples de extensão e flexão do cotovelo. Extraído de [Enoka, 2000]

Edgerton et al., (1990) estimou a força máxima do músculos que participam da flexão do cotovelo e estes estão expostos na tabela a seguir:

Dados resumidos sobre as áreas de secção transversa (AST) e os braços de momento para os músculos extensores e flexores do cotovelo					
Músculo	AST (cm ²)	Força prevista (N)	Braço de Momento (cm)	Torque	
				(N.m)	(%máxima)
Bíceps Braquial	5,8	174	3,8	6,6	32
Braquial	7,4	222	2,9	6,4	31
Braquiorradial	2	60	6,1	3,7	18
Pronador redondo	3,6	108	1,6	1,2	6
Extensor radio longo do carpo	3,1	93	3	2,8	14
Tríceps Braquial	23,8	536	-	-	-

Tabela 2 – A força prevista foi calculada multiplicando-se os valores das AST pela tensão específica de 30 N/cm². O torque foi determinado como o produto da força prevista pelo braço de momento. Os dados da percentagem (%) máxima a contribuição dos respectivos músculos flexores do cotovelo para o torque flexor total do cotovelo. Extraído de [Edgerton, Apor e Roy 1990]

Os homens são, geralmente mais fortes que as mulheres, devido a diferenças na massa muscular, isto torna-se evidente na figura 16. A causa dessas diferenças é hormonal, pois a testosterona, hormônio masculino é melhor do que o estrogênio, hormônio feminino para a síntese protéica que resulta no crescimento muscular (Ikai e Fukunaga, 1968).

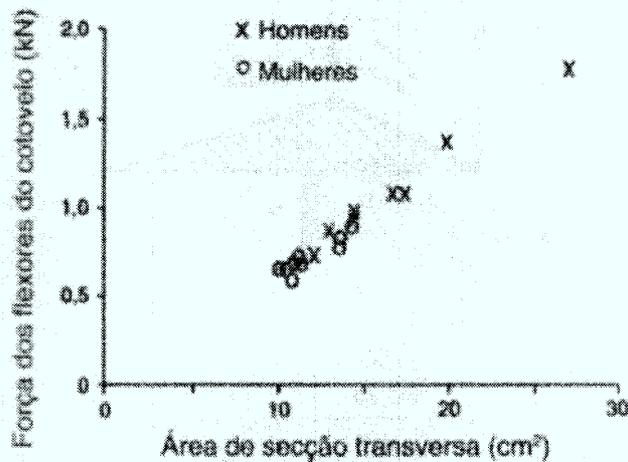


Figura 16 – Relação entre força e flexor do cotovelo e a secção transversa dos flexores para 129 homens e 126 mulheres. Dados obtidos de Ikai e Fukunaga, 1968. Extraído de [Enoka, 2000]

Reafirmando essa tese Hunter (et al., 2001) mostrou, que homens e mulheres de força igual apresentaram níveis semelhantes de fadiga muscular ao realizar uma contração isométrica submáxima com os músculos flexores do cotovelo, mesmo que utilizando protocolos diferentes para realizar a ativação muscular.

Segundo Bilodeau (et al., 2001), se sustentada a atividade física, não há diferença significativa entre jovens e idosos em relação a fadiga.

Estudos mostram que a força é prejudicada por até 24 horas, após a prática de atividades físicas que envolvem a articulação do cotovelo e seus respectivos músculos, pois gera-se um fator considerável para produzir lesão muscular (TANYA S.T.; KYLIE J.T.; NIGEL C.R, & JOHN G.S.; 2008). Isto ocorre devido a expansão da mesma após a atividade física, em outras, palavras é a adaptação (SEMMLER et al., 2007).

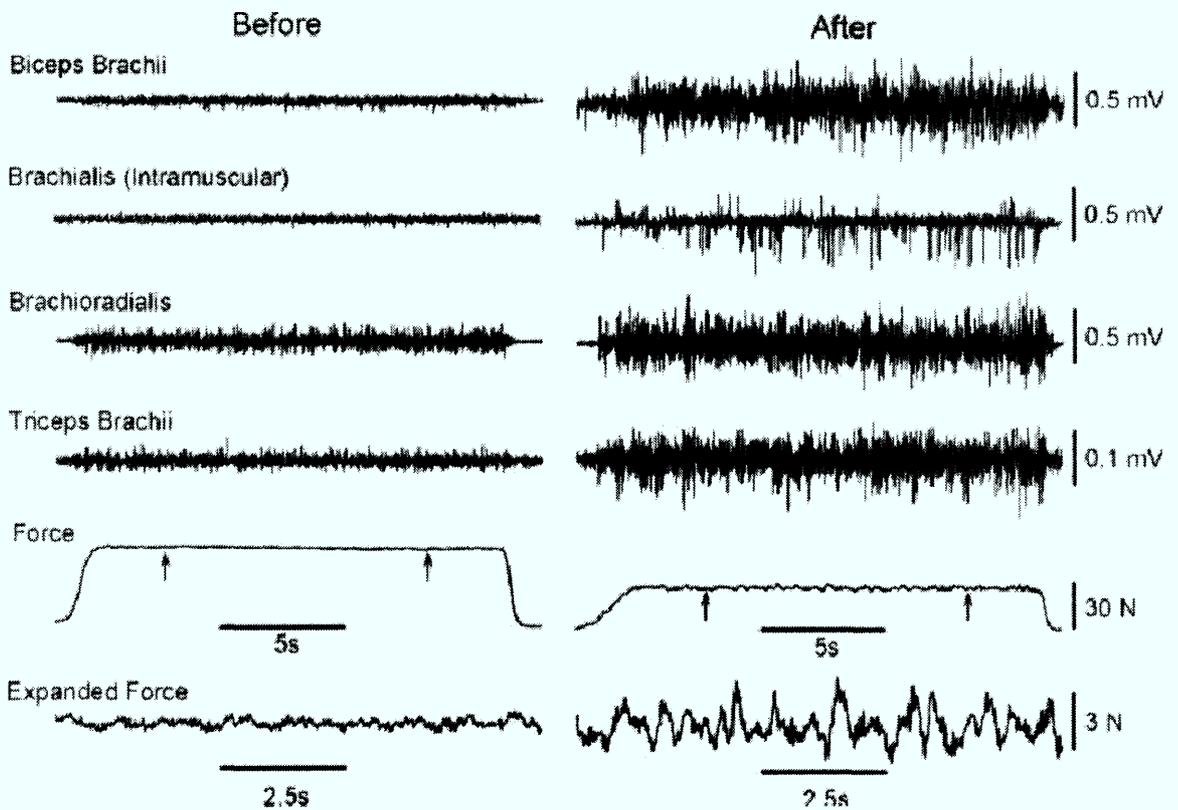


Figura 17 – Análise EMG de uma atividade muscular, antes e depois e sua relação com a força e sendo que a mesma tem uma flutuação antes e uma expansão depois. Extraído de [Semmler, 2007]

Potvin (1997) realizou um estudo, utilizando o recurso da amplitude EMG_{sup}, onde os indivíduos realizaram contrações voluntárias máximas até a fadiga, sendo o movimento escolhido a flexão do cotovelo (figura 18).

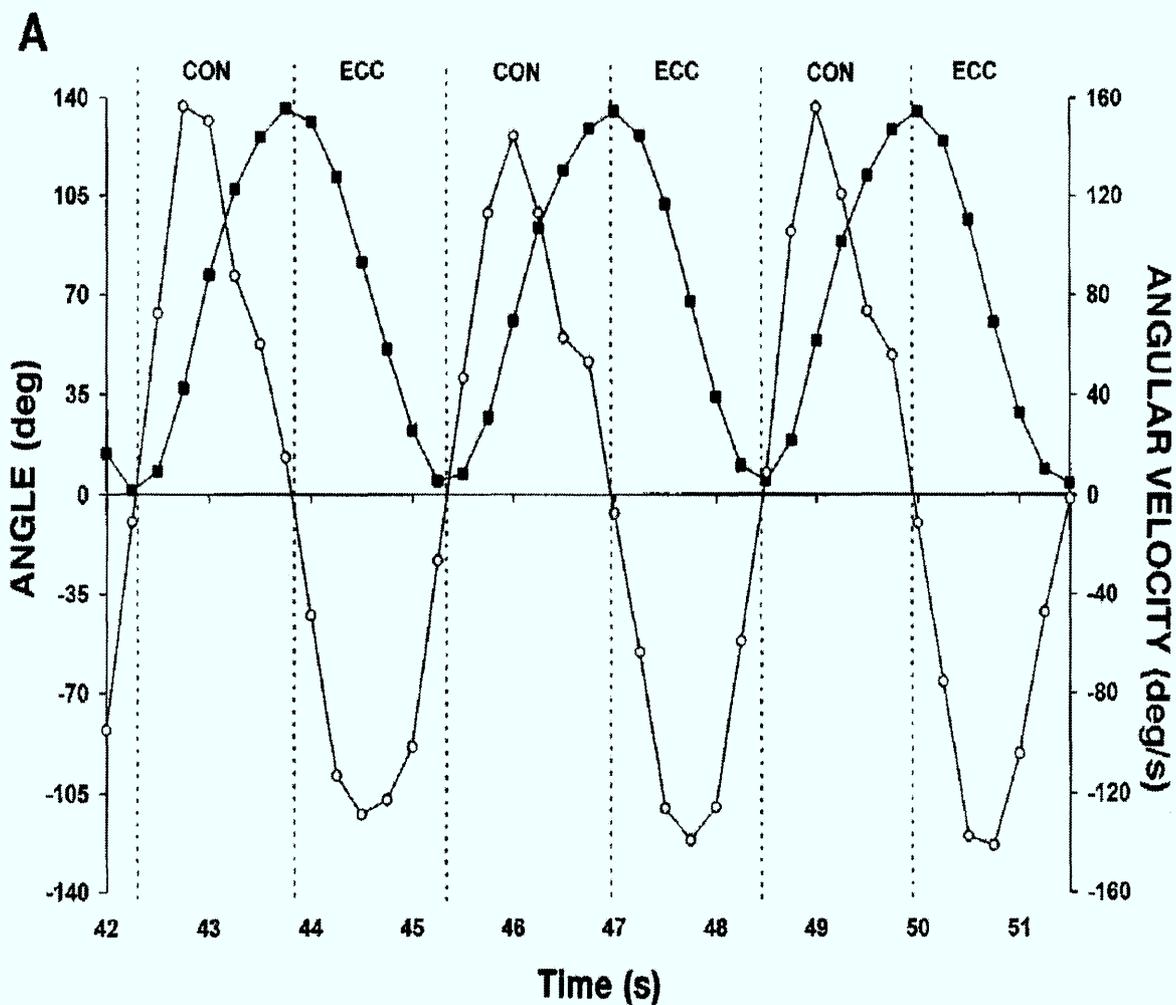


Figura 18 – Ciclo de movimento flexão/extensão da flexão do cotovelo. Cada ponto representa um intervalo de 250 ms. As fases concêntricas e excêntricas são separadas por linhas verticais pontilhadas. (■) cinemática do ângulo do cotovelo; (o) velocidade angular do ângulo do cotovelo. Extraído de [Potvin, 1997]

O gráfico mostra que a velocidade é maior na fase concêntrica, esse fato foi atribuído ao aumento na ação velocidade de condução dos potenciais que ocorre quando

um músculo torna-se mais curto e seu diâmetro aumenta. Já a fase excêntrica, pareceu estar relacionada ao controle da velocidade já que a mesma diminui significativamente.

Durante as últimas décadas, numerosos estudos estabeleceram que as contrações excêntricas podem maximizar a força exercida e o trabalho realizado pelos músculos, que são associados com uma maior eficiência mecânica e que podem atenuar efeitos da mecânica nas forças de impacto, reforçando o dano tecidual.

Evidências mais recentes adicionam um novo recurso para este repertório, sugerindo uma nova hipótese: a de que os comandos neurais que controlam as contrações excêntricas são únicos, e maximizam a atividade preservando a saúde das unidades motoras. Estas unidades motoras são usadas minimamente durante as atividades diárias, mas são essenciais para competição atlética intensa e para os movimentos de emergência que exigem altos níveis de força muscular (Enoka, 2006).

6.2 ELETROMIOGRAFIA

Alguns músculos tem ações múltiplas e este é o caso dos músculos aqui estudados. A EMG tem sido muito valiosa nos estudos que definem as contribuições da musculatura do corpo humano, na qual atuam durante as atividades da vida diária e em tarefas especificadamente definidas.

Como o presente trabalho tem como objetivo identificar as definições dos músculos flexores do carpo, a seguir será abordado os principais flexores do cotovelo, com suas respectivas contribuições a partir de estudos eletromiográficos. Vale ressaltar que a variação da cadência do movimento da articulação do cotovelo não interfere no domínio do sinal eletromiográfico (DE LUCA, 2006; TANK et al., 2009; HAMILL & KNUTEN, 1999).

6.2.1 BRAQUIAL

O Músculo Braquial é um flexor por excelência.

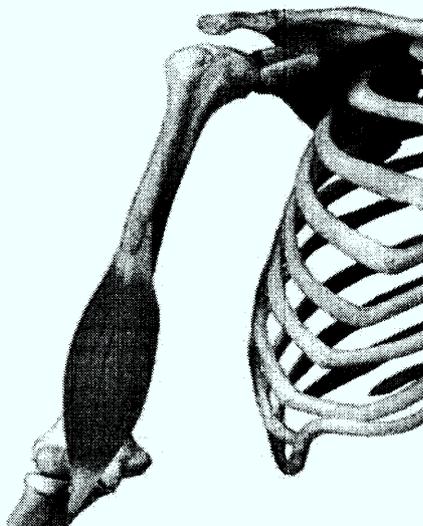


Figura 19 – Músculo Braquial isolado. *Extraído de [Cinesiologiaweb, 2010]*

Pois possui a maior capacidade de trabalho em relações aos demais flexores do cotovelo (AN et al., 1981). Segundo Morrey (1993) ele mostra-se ativo durante toda a flexão, tornando-se assim, portanto o principal flexor da flexão de cotovelo. Além disso sua atividade não é afetada pela rotação do antebraço, ou seja, pronação-supinação (FUNK et al., 1987; STEVENS et al., 1973), isto porque a direção de sua tração não se altera com esses movimentos (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

6.2.2 BÍCEPS BRAQUIAL

Já o músculo bíceps braquial não é um flexor por excelência, pois têm sua função variada de acordo com as posições do antebraço.

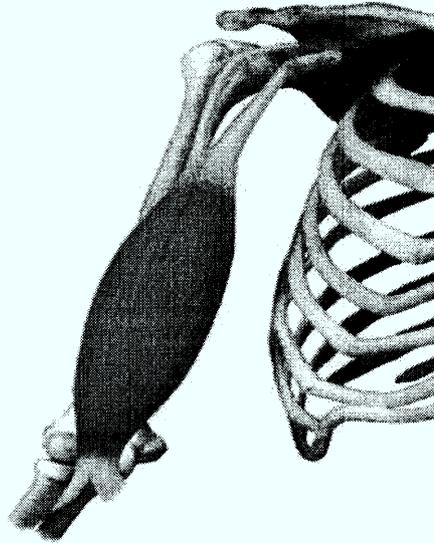


Figura 20 – Músculo Bíceps Braquial isolado. *Extraído de [Cinesiologiaweb, 2010]*

Em posição do antebraço em supinação:

Possui grande capacidade de trabalho com o antebraço nesta posição (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; LIMA & PINTO, 2006), além de participar da supinação realizada com resistência (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Em posição do antebraço em pronação:

Há pequena participação do BB na realização da flexão do cotovelo e na manutenção da flexão dessa articulação (LIMA & PINTO, 2006). Mesmo quando o movimento é realizado contra uma resistência, além de sua ação como antagonista ao movimento de extensão do cotovelo também se encontra diminuída com o antebraço em pronação (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Em posição do antebraço em semipronação:

Pequena participação do bíceps braquial também em semipronação (LIMA & PINTO, 2006), porém torna-se ativo no movimento contra uma resistência com o antebraço em semipronação (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

6.2.3 BRAQUIORRADIAL

O Braquiorradial é considerado um músculo acessório, para ser utilizado nos movimentos rápidos e quando se realiza o movimento de flexão com carga, especialmente nas posições de pronação e de semipronação do antebraço, quando o bíceps tem sua participação diminuída.



Figura 21 – Músculo Braquiorradial isolado. *Extraído de [Cinesiologiaweb, 2010]*

Porém o BR não deixa de ser ativo durante a flexão do cotovelo. Esta atividade é estimulada quando o antebraço está em uma posição de semipronação ou pronada (LIMA & PINTO, 2006; BASMAJIAN & TRAVIL, 1961; DE SOUZA, DE MORAES & DE MORAES, 1961; FUNK et al., 1987; STEVENS et al., 1973).

Foi constatado também que ele não atua na pronação-supinação do antebraço, exceto se esse movimento for contra-resistido. Assim, ele atuaria provavelmente como um sinergista (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

6.2.4 COATIVAÇÃO

A Coativação articular é a capacidade que a articulação tem de manter a integridade e a relação entre suas estruturas, durante a realização dos diversos movimentos. Na articulação do cotovelo, essa característica é muito importante, porque o membro superior é frequentemente submetido a atividades do cotidiano (SALVINI, 2005).

Para isto a coativação tem o efeito mecânico de tornar uma articulação mais rígida e mais difícil de ser perturbada (BARATTA et al., 1988; KORNECKI, 1992).

Karts e Hasan (1987) fizeram observações envolvendo o padrão de EMG de três trens de impulsos elétricos e observaram que há uma variação no grau de coativação no final do movimento (figura 22).

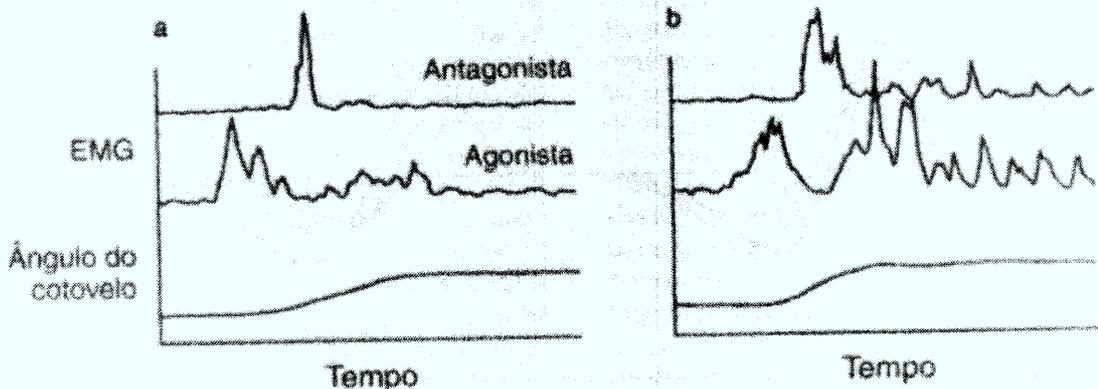


Figura 22 – EMG de um movimento de flexão do cotovelo. Dados foram retificados e filtrados. (a) uma sequência distinta; (b) um movimento exibindo coativação no término do movimento. Dados obtidos de Karst e Hasan (1987). Extraído de [Enoka, 2000]

Uma importante coativação para a articulação do cotovelo é que o bíceps é grandemente auxiliado pelo BR, que assegura a supinação, da pronação completa e vice-versa. (BÉZIERS & PIRET, 1992).

7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Através de uma revisão da literatura e da análise dos dados de diversos estudos tornou-se possível as definições da contribuição dos músculos flexores do cotovelo (primários), sendo estes o braquial, o bíceps braquial e o braquiorradial e suas interações com as posições do antebraço, no caso, supinação, pronação e semipronação ou posição neutra. Tal estudo torna-se importante devido a muitos treinadores e aos entusiastas defenderem que os exercícios uniarticulares, também conhecidos como exercícios de isolamento, promovem maior ativação da musculatura, contribuindo significativamente para realização posteriormente de exercícios que envolvem grandes grupos musculares ou multiarticulares, no caso exercícios mais complexos (ENOCSON et al., 2005). Esta otimiza a atividade física e diminui o risco de lesões.

O principal agente deste fator se dá ao maior aumento do recrutamento de unidades motoras durante as rotinas de exercícios multiarticulares precedidas de exercício monoarticular, pois tem-se uma maior efetividade da pré-ativação das mesmas (VALDINAR et al., 2010; TAN, 1999; GENTIL et al., 2007; KRAEMER et al., 2002).

A flexão de cotovelo possui uma grande vantagem que é não ter forças horizontais significantes, tornando a aceleração em torno da articulação do cotovelo determinada pela atividade dos músculos envolvidos. Os homens geralmente são mais fortes devido a diferença na massa muscular ocasionada pela testosterona, podendo fazer a correlação de que a massa também influencia na força da contração, além de outros fatores como neurais por exemplo. Um dado importante acerca do assunto é que a força máxima dos flexores do cotovelo é significativamente maior com o antebraço em supinação, tanto em contrações isométricas quanto em contrações dinâmicas (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Vale ressaltar que as interações entre os músculos, que é denominada de coativação e tem como objetivo manter a integridade dos mesmos, durante os diversos movimentos do corpo humano também possui grande relevância. Um exemplo disso é o treino com pesos livres pois necessita de um maior controle do movimento,

proporcionando uma maior ativação dos músculos estabilizadores (HATFIELD, 1993; McCRAW & FRIDAY, 1994)

Outro fator importante da coativação é que a partir de estudos eletromiográficos Basmajian & Latif (1961), demonstraram que não há atividade nos músculos que atuam sobre a articulação do cotovelo, quando o membro superior encontra-se em repouso em posição de semipronação com o cotovelo em extensão.

Em resumo o BQ é o principal flexor do grupos muscular, já que independe da posição do antebraço, sendo, portanto considerado um músculo flexor por excelência; Já o BB é um ótimo flexor quando a flexão ocorre com o antebraço em supinação, mas perde intensidade quando a flexão ocorre com o antebraço em outra posição, no caso, pronação ou semipronação, além de participar na supinação com resistência. Portanto, o movimento de flexão do cotovelo e o de supinação, realizados concomitantemente, aumentam a ativação do BB. Sendo estas as duas principais funções deste músculo; E por fim o braquiorradial que é considerado um flexor acessório, pois possui baixa intensidade de trabalho na flexão, sendo mais utilizado em movimentos rápidos ou com resistência.

8. REFERÊNCIAS

- ALKNER, B. A.; TESCH, P. A.; BERG, H. E. **Quadriceps EMG/Force relationship in knee extension and leg press.** *Medicine & Science in Sports & Exercise.* v.32, n.2 p. 459-463, 2000;
- AMADIO, A.C & DUARTE, M. (Orgs.). **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento.** São Paulo, EEFUEUSP, 1996.
- AN, K.N.; HUI, F.C.; MORREY, B.F. **Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis.** *J Biomech*, 14, 659-69. 1981.
- ASKEW, L.J.; AN, K.N.; MORREY, B.F. **Isometric strength in normal individuals.** *Clin Orthop*, 222, 261-266. 1986.
- BALLONE, G.J. **Neurônios e Neurotransmissores.** In. *PsiquWeb*, Internet, disponível em <<http://www.psiqweb.med.br>>, 2008.
- BARATTA, R.; SOLOMONOW, M.; ZHOU, B.H.; LETSON, D.; CHUINARD, R. & D'AMBROSIA, R. **Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability.** *American Journal of Sports Medicine*, 16, 113-122. 1987.
- BARROS, K.R. **Metodologia para classificação de Sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional.** Uberlândia: FEELT-UFU, 2005, 90p.
- BASMAJIAN, J.V & LATIF, S. **Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow.** *J Bone Joint Surg*, v.39A, 1106-18. 1957.
- BASMAJIAN, J.V. & DE LUCA, C.J. **Muscles alive: their function revealed by eletromyography.** 5.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985. p.263-88.
- BASMAJIAN, J.V. & GRIFFIN, W.R. **Function of anconeus muscle: an electromyography study.** *J. Bone Joit Sur*, v.45A. 1972. p.1712-4.

BASMAJIAN, J.V. & TRAVILL, A.A. **Electromyography of the pronator muscles in the forearm.** Anat Rec, v.139, 45-9. 1961.

BASMAJIAN, J.V. **Recent advances in the functional anatomy of the upper limb.** Am J Phys Med, 48, 165. 1969.

BAUMANN, W. **Fundamentals of Biomechanics.** Schorndorf, Hoffmann Verlag, 1989.

BÉZIERS, M.M.; PIRET S. **A coordenação motora: aspecto mecânico da organização psicomotora do homem.** 2ª edição [tradução Angela Santos; revisão de Lúcia Campello Hahn]. São Paulo: Summus, 1992.

BILODEAU, M.; HENDERSON, T.K; NOLTA, B.E; PURSLEY, P.J & SANDFORT, G.L. **Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contraction.** J Appl Physiol, 91:2654-2664, 2001.

BURKE, R.E. **Motor units: Anatomy, physiology and functional organization.** In V.B. Brooks (Org.) *Handbook of Physiology: Sec. 1. The nervous system.* v.2 Motor control (Pt. , pp 345-422), Bethesda, MD: American Physiological Society. 1981.

CAPPOZZO, A.; MACHETTI, M. & TOSI, V. (Orgs.) **Biocomotion: a century of research using moving pictures.** Roma, Promograph, 1992.

CATERISANO A.; MOSS R.F.; PELLINGER T.K.; WOODRUFF K.; LEWIS V.C.; BOOTH W. & KHADRA T. **The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles.** J. Strength Cond. Res. 16(3): 428-32. 2002

CORREIA, P.P; MIL-HOMENS, P. **A eletromiografia no estudo do movimento humano.** Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana, 2004;

DE LUCA C.J. **The Use of Surface Electromyography in Biomechanics.** Journal of Applied Biomechanics. v. 13, p. 135-163, 1997.

DE SOUZA, O.M.; DE MORAES, J.L. & DE MORAES V.F.L. **Eletromyography study of the brachioradialis muscle.** Anat Rec, 139, 125-31. 1961.

DE LUCA C.J. **Electromyography. Encyclopedia of medical devices e instrumentation.** 2. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc., 2006.

DE SOUZA, O.M; DE MORAIS, W.R. & FERRAZ, E.C. DE F. **Observações anatômicas e eletromiográficas sobre o músculo pronador quadrado.** Folia Clin. Biol., v.27, 1957. p.214-19

DE SOUZA, O.M; DE MORAIS, W.R. & FERRAZ, E.C. **Estudo eletromiográfico de alguns músculos do antebraço durante a pronação.** Rev. Hosp. Clin., v.13, 1958. p.346-54.

DEMPSTER, W.T. **Free-body diagrams as an approach to mechanics of human posture and motion.** Springfield. 1961.

EDGERTON, V.R.; APOR, P. & ROY, R.R. **Specif tension of human elbow flexor muscles.** Acta Physiologica Hungarica, 75, 205-216. 1990.

ENOCSON A.G.; BERG H.E.; VARGAS R; JENNER G. & TESCH P.A. **Signal intensity of MR images of thigh muscles following acute open- and closed chain kinetic knee extensor exercise-index of muscle use.** Eur J Appl Physiol. 2005; 94:357- 63.

ENOKA, R.E . **Excentric contractions require unique activation strategies by the nervous system.** J Appl Physiol 81:2339-2346, 1996.

ENOKA, R.M. **Bases Neuromecânicas da cinesiologia.** 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

ESCAMILA R.F.; FLEISIG G.S.; ZHENG N.; BARRETINE S.W.; WILK. K.E.;ANDREWS J.R. **Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises.** Med. Sci. Sports Exerc. 1998; 30(4) 556-69.

ESCAMILA R.F.; FLEISIG G.S.; ZHENG N.; LANDE J.E.; BARRETINE D.W.; ANDREW J.R.; BERGMANN B.W.; MOORMAN C.T. **Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press.** Med. Sci. Sports Exerc. 2001; 33(9): 1552-66.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S; ZHENG, N.; BARRETINE, S.W.; WILK, K.E. & ANDREWS, J.R. **Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises.** *Medicine Science Sports Exercise.* 1998; 30(4), 556-69.

FEINSTEIN, B.; LINDENGÄRD, B.; NYMAN, E. & WOHLFART, G. **Morphologic studies of motor units in normal human muscles.** *Acta Anatomica,* 23, 127-142. 1995.

FORNARI M; SACCO C.N.; SERRÃO J.C.; & AMADIO A.C.; **Respostas eletromiográficas de tronco e abdômen durante exercícios terapêuticos para tratamento de lombalgia em indivíduos com e sem lombalgia mecânica.** *Rev. Bras. Biomec.* 2003; 7(4): 29-39.

FRONTEIRA, W.R; DAWSON, D.M; & SLOVIK, D.M. **Exercício Físico e Reabilitação.** Porto Alegre: Artmed, 2001;

FUNK, D.A.; AN, K.N.; MORREY, B.F. **Electromyographic analysis of muscles across the elbow joint.** *J Orthop Res,* 5(4), 529. 1987.

GABRIEL, D.A; KAMEN, G & FROST, G. **Neural Adaptations to Resistive Exercise: Mechanisms and Recommendations for Training Practices.** *Sports Medicine.* v. 36, n.2 p. 133-149, 2006;

GALEA, V. **Changes in motor function and disorders.** London: Butterworths: 1977.

GARCIA, M.A.C & SOUZA, M.N. **Análise do sinal mioelétrico a partir de um parâmetro temporal.** *Rev. Bras. Biomec.* 2002; 3(5): 5-12.

GARDNER, E.; GRAY, D. J. & O'RAHILLY, R. **Anatomia: estudo regional do corpo humano.** 4.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1985;

GENTIL, P; OLIVEIRA, E. & BOTTARO, M. **Effects of exercise order on upper-body muscle activation and exercise performance.** *J Strength Cond Res.* 2007;21(4):1082-6.

GUYTON, A.C & HALL J.E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 11ª Ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2006.

HÄKKINEN, K.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U. & ALEN, M. **Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women.** Acta Physiologica Scandinavica. v.171, p. 51-62, 2001;

HAMILL, J. & KNUTZEN K.M. Bases Biomecânicas do Movimento Humano. 1. ed. São Paulo: Editora Manole, 1999.

HAN, J.J.; CARTER, G.T.; WEISS, M.D; SHEKAR, C. & KORNEGAY, J.N. **Using Electromiography to Assess Function in Humans and Animal Models of Muscular Dystrophy.** Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America. v. 16, p.981-997, 2005;

HASAN, Z. & STUART, D.G. **Animal solutions to problem of movement control: The role proprioceptors.** Annual Review of Neurosciences, 11, 199-223. 1988.

HATFIELD, F.C. **Hardcore bodybuilding: a scientific approach.** Chicago: Contemporary Books, 1993.

HATFIELD, F.C. **Hardcore bodybuilding: a scientific approach.** Chicago: Contemporary Books, 1993.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C. & RAU, G. **Development of recommendation for SEMG sensor and sensor placement procedures.** Journal of Electromyography and Kinesiology. v.10, n.5, p.361-74, 2000.

HIGGINS, S. **Movement as an emergent form: Its structural limits.** Human Movement Science, 4, 119-148. 1985.

HUG, F. & DOREL, S. **Electromyographic Analysis of Pedaling: A Review.** Journal of Electromyography and Kinesiology. 2007.*[Epub ahead of print]*

HUNTER, S.K; CRITCHLOW, A. & ENOKA, R.M. **Fatigability of the elbow flexor muscles for a sustained submaximal contraction is similar in men and women matched for strength.** J Appl Physiol, 96:195-202, 2004.

IVERSEN, L.L. **Neurotransmitters**. In G. Aldeman (Org.), Encyclopedia of neuroscience. v.2, 856-861. Boston: Birkhäuser. 1987.

JORGENSEN, K.; FALLENTIN, N.; KROGH-LUND, C. & JENSEN, B. **Electromyography and fatigue during prolonged, lowlevel static contractions**. European Journal of Applied Physiology Occup. Physiology. v.57, n.3, p.316-21, 1988.

KANDA, K. & HASHIZUME, K. **Factors causing difference in force output among motor units in the rat medial gastrocnemius muscle**. Journal of Physiology, Jondon, 448, 667-695. 1992.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia articular: membro superior**. 6^a Ed. São Paulo, Guanabara Koogan, 2007.

KAPANDJI, I.A. **The Physiology of Joints**. v.1. Edinburgh. Churchill Livingstone. 1982.

KARTS, G.M. & HASAN, Z. **Antagonist muscle activity during human forearm movements under varying kinematic and loading conditions**. Experimental Brain Research, 67, 391-401. 1987.

KONISHI, Y; FUKUBAYASHI, .T & TAKESHITA. A. **Mechanism of quadricips femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction**. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. v.12, p.371-375, 2002.

KORNECKI, S. **Mechanisms of muscular stabilization process in joints**. Journal of Biomechanics, 25, 235-245. 1992.

KRAEMER, W.J.; ADAMS, K.; CAFARELLI, E.; DUDLEY, G.A.; DOOLY, C. & FEIGENBAUM M.S. **American college of sports medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults**. Med Sci Sports Exerc. 2002;34(2):364-80.

LENT, R. **Cem Bilhões de Neurônios: Conceitos fundamentais de Neurociência**. São Paulo: Editora Atheneu, 2004.

- LIMA, C.S. & PINTO, R.S. **Cinesiologia e Musculação**. Porto Alegre: Artmed, 2006.
- LOSS, J; ZARO, M; GODOLPHIM, B.H. & MICHEL, C. **Sugestão de método para correlacionar força e eletromiografia**. *Movimento*. 1998; 4(8): 33-40.
- MACDONALD, J.H. **Response of Electromyographic Variables During Incremental and Fatiguing Cycling**. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. v. 40, n.2, p. 335-344, 2008.
- MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; & KATSUTA, S. **Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions**. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.9, n.1, p.39-46, 1999;
- MATON, B. & BOUISSET, S. **The distribution of activity among the muscles of a single group during isometric contraction**. *Eur J Appl Physiol*, 37, 101. 1977.
- McCOMAS, A.J. **ISEK Congress keynote lecture: Motor units: How many, how large, what kind?** *J. Electromyography Kinesiology*, 1988; 8: 391-402.
- McCOMAS, A.J. **Motor Unit estimation: Methods, results, and present status**. *Muscle & Nerve*, 14 585-597. 1991.
- McDONAGH, M.J.N. & DAVES, C.T.M. **Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads**. *European Journal Applied Physiology*, 52, 139-155. 1984.
- McSAW, S.T. & Friday J.J. **A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press**. *J Strength Cond Res*. 1994; 8:259-64.
- MENDEZ-VILLANUEVA, A.; HAMER P. & BISHOP D. **Fatigue in Repeated-Sprint Exercise is Related to Muscle Power Factors and Reduced Neuromuscular Activity**. *European Journal of Applied Physiology*. 2008. [*Epub ahead of print*]
- MOORMAN, C.T.; ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S; ZHENG, N.; BARRETINE, S.W. & ANDREWS, J.R. **Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press**. *Medicine Science Sports Exercise*. 2001; 33(9): 1552-66.

- MORREY, B.F. **The Elbow and Its Disorders**. 2. ed. Philadelphia: W.B. Saunders. 1993.
- MORREY, B.F.; ASKEW, L.J.; AN, K.N.; & CHAO, E.Y. **A Biomechanical study of functional elbow motion**. J Bone Joint Surg, 63A, 872. 1981.
- MUJKA, I. & PADILHA, S. **Muscular characteristics of detraining in humans**. Medicine & Science in Sports & Exercise. v.33, n. 8, p.1297-1303, 2001
- NARICI, M.V.; ROI, G.S. & LONDINI, L. **Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging**. European Journal of Applied Physiology, 57, 39-44. 1988.
- NETTER, F.H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ª Ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- NOVAES, J.S. **Estética: o corpo na academia**. Rio de janeiro: Shape, 2001.
- OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C. & BARBOSA, F.S.S. **Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction**. Electromyographic Clinical Neurophysiology. v.45, p.167-75, 2005
- ORTOLAN, R. L. **Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mielétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação**. Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos. 2002.
- PALASTANGA, N.; FIELD, D. & SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano: estrutura e função**. 3.ed. São Paulo, Manole, 2000.
- PAPPAS, G.P., OLCOTT, E.W. & DRACE, E.J. **Imaging of skeletal muscle function using 18FDG PET: force production, activation, and metabolism**. J Appl Physiol 90:329-337, 2001.
- PARDAL, D.M.M.; SACCO I.C.N.; SERRAO J.C.; & AMADIO A.C. **Comparação de atividade eletromiográfica de músculos abdominais durante exercícios convencionais**. Rev. Bras. Biomec. 2003; 4(6): 29-37.

PETERS, S.E. **Structure and function in vertebrate skeletal muscle**. American Zoologist, 29, 221-234. 1989.

PEZARAT-CORREIA, P.; & MIL-HOMENS SANTOS P. (Org.). **A Electromiografia no Estudo do Movimento**. Lisboa: Edições FMH. 2004.

POTVIN, J.R. **Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions**. J Appl Physiol 82:144-151, 1997.

RALL, W. **Neuro, cable properties**. In G. Adleman (Org.). Encyclopedia of neuroscience. v.2, 816-820. Boston: Birkhäuser. 1987.

RASCH, P.J. & BURKE, R.K. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 5^a ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 1977.

RUDROFF, T.; STAUDENMANN, D. & ENOKA R.M. **Electromyographic measures of muscle activation and changes in muscle architecture of human elbow flexors during fatiguing contractions**. J Appl Physiol 104: 1720–1726, 2008.

SALVINI, T.F. (Org.). **Movimento Articular: Aspectos morfológicos e funcionais: volume 1 membro superior**. 1^a Ed. Barueri, SP: Manole, 2005.

SANES, J.N & EVANS, E.V. **Motor psychophysics**. Human Neurobiology, 2, 217-225. 1984.

SEMMLER, J.G., TUCKER, J., ALLEN J.T., & PROSKE U. **Eccentric exercise increases EMG amplitude and force fluctuations during submaximal contractions of elbow flexor muscles**. J Appl Physiol 103:979-989, 2007.

SILBERAGL, S. & DESPOPOULOS, A. **FISIOLOGIA: Texto e Atlas**. 5^a Ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

SITE BIOMANIA <<http://biomania.com.br/bio/conteudo.asp?cod=1195>> Acesso em: 10 out. 2010.

SITE CINESIOLOGIAWEB. Músculos do Membro Superior. Disponível em: <<http://no.comunidades.net/sites/cin/cinesiologianaweb/index.php?pagina=1239443627>>

>Acesso em: 16 out. 2010.

STEIN, R.B & YANG, J.F. **Methods for estimating the number of motor units in human muscles.** Annals of Neurology, 28, 487-495. 1990.

STEVENS, A.; STIJNS, H. & PEYBROUCK, T. **A polyeletromyographical study of the arm muscles at gradual isometric loading.** Electromyogr Clin Neurophysiol, 13, 46S. 1973.

TAN, B. **Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review.** J Strength Cond Res. 1999;13(3).

TANK, F.F. et al. **Influência da distância intereletrodos e da cadência de movimento no domínio da frequência do sinal de EMG de superfície.** Rev Bras Med Esporte, Niterói, v.15, n.4, Aug, 2009 .

TANYA, S.T.; KYLIE, J.T.; NIGEL, C.R.& JOHN, G. S. **Impaired neuromuscular function during isometric, shortening, and lengthening contractions after exercise-induced damage to elbow flexor muscles.** J Appl Physiol 105: 502–509, 2008.

TARNANEM, S.P. et al. **Effect of Isometric Upper-extremity Exercises on the Activation of Core Stabilizing Muscles.** Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. v. 89, n.3, p. 513-521, 2008.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Método de pesquisa em Atividade Física** 5ªed. São Paulo: Artmed, 2007.

VALDINAR, A. et al. **Análise eletromiográfica da pré-ativação muscular induzida por exercício monoarticular.** Rev Bras Fisioter. 2010;14(2):158-165.

VILELA, A. L. M. **Sistema nervoso.** Anatomia & Fisiologia Humanas, 2002. Disponível em: <<http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso1.asp>>. Acesso em: 17 out. 2010.

WINDHORST, U.; HAMM, T.M; & STUART, D.G. **On the function of muscle and reflex partitioning.** Behavioral and Brain Sciences, 12, 629-682. 1989.

WOODFORD H. & PRICE C. **EMG Biofeedback for the Recovery of MotorFunction After Stroke.** Cochrane Database of Systematic Reviews (Online). *CD004585. 2007.*

ZINK A.J.; WHITING W.C.; VINCENT W.J. & McLAINE A.J. **The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise.** Jour. Strength Cond. Res. 2001; 15(2): 235-40.

ZIPP, P. **Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography.** European Journal of Applied Physiology. 1982;50:41-6