

**MARCEL SEIKI GUSHI**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS FLEXORES  
DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO NO BANCO “LARRY  
SCOTT”, NAS POSIÇÕES SUPINADA E PRONADA, EM  
SUJEITOS TREINADOS EM MUSCULAÇÃO**

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

**CAMPINAS – SP**

**2003**



**MARCEL SEIKI GUSHI**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS FLEXORES  
DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO NO BANCO “LARRY  
SCOTT”, NAS POSIÇÕES SUPINADA E PRONADA, EM  
SUJEITOS TREINADOS EM MUSCULAÇÃO**

Monografia desenvolvida como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Treinamento em Esportes pela Faculdade de Educação Física, da Universidade Estadual de Campinas, sob a orientação da Profª Drª Antonia Dalla Pria Bankoff

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

**CAMPINAS – SP**

**2003**

## Agradecimentos

Ao Deus Supremo pelo milagre da vida;

Meus familiares, berço de minha existência;

Meu pai Sérgio Seitoko Gushi e minha mãe Célia Regina Santa Rosa Gushi, pelos ensinamentos, pela perseverança, pelas vezes que se privaram de várias coisas por nós (seus filhos);

Profª Drª Antonia Dalla Pria Bankoff, por me mostrar os caminhos que conduzem ao conhecimento, e pelas lições de vida, através de sua atitude e perseverança;

Meus avós Bortholo, Julia (Lola), Tomie Gushi e Seiki Gushi, que me mostraram, através de suas experiências e ensinamentos, a força para lutar e a alegria de viver;

Alessandra, por me mostrar o que é o amor, enriquecido em momentos felizes e fortalecido nos momentos de tristeza, Forever and one!

Minhas irmãs Livia e Leticia, pelos bons momentos de convivência familiar, inclusive as brigas;

Meus tios Maurício, Rosa, João, Helena, Marileide, Sizuko, Seizen, Seitsiro, Seishin e Seitaro;

Tio Ocimar, The blues man, pelas maluquices trilhadas ao som de uma gaita, um violão e cerveja;

Meus primos Guilherme, Juliana, Maria Julia, Felipe, Luciane, Renã, Bruno, Natália, Rubinho e Alexandre;

Ewerton Gassi e Alexandre Okano pela colaboração nesse trabalho;

Aos amigos Headbangers Charles, Chicão, Danilão, Alessandro, Zanin, Guilherme, Pudim, Metal Heart forever;

Gutinho, Décio, Leandrão, Fábio e os mano maromba;

Hidreley, grande amigo, pelos auxílios nos momentos difíceis. Por compreender e enxergar que a vida vai além daquilo que os nossos olhos conseguem ver;

Nightcrawlers Dimmu Carcass (Marcão), Du rico, Nizay, Tiagão, besouros serra pau e a Dona Leoncina, mighty warriors!

Ao grande amigo X Japan TURUTA!

À toda turma 00 diurno;

Ao Henrique Pikachu;

Alan por compartilhar os momentos in the dark side when the nightfall in the middle earth;

João e Tubaina, acessor para assuntos aleatórios, pela amizade e pelas risadas de trincar o abdômem!

Luciana, Ananda, Juzinha, Isa, Marina, Marcinha, Raquel, pela amizade e pelo carinho com que pudemos conviver nesses quatro anos de Facul;

A Cris e Andréia, e a todo Pens 24;

Ao irmão gêmeo Clodoaldo (Gordovaldo Azedume);

Consta, Beto, Flávia, Marília, Cássio, Tiago, pelas infinitas viagens, pelas charadas e piadas super engraçadas do Consta;

Aos voluntários para que fosse possível a realização desse trabalho;

Ao Prof. Dr. Barbosa, pela amizade e por ter aceitado o convite de ser banca examinadora em meio a tantos compromissos;

Ao pessoal da Rep. Quilombo pela convivência, pelas brigas, pelos ensinamentos, por ser minha segunda família (Tião, Serginho, Neco, Véio, Lulu "Juliano", Jé, Fabiano, Bobby "Rodrigo", Ribeiro, Clone, Mendes, Pira, John, Xuxa, Neto, Anderson, Fer, Rose, Gracinha e Nerão)

Ao pessoal do Lap: Mazé, Carlos, Dario, Leandro, Rafael, Tiagão, Breno, Alexandre, Ademir, Du, Carla, Aline, Paula.

*"Nunca ande pelo caminho traçado, pois ele conduz somente até onde os outros foram".*

**Alexandre Graham Bell**

*"Os grandes momentos da vida vêm por si mesmo. Não tem  
sentido esperá-los"*

**Thornton Wilder**, escritor americano

*“O homem não morre quando deixa de viver, mas sim quando  
deixa de amar”*

**Charles Chaplin**

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho à Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Antonia Dalla Pria Bankoff;  
Aos meus pais Sérgio Seitoko Gushi e Célia Regina Santa Rosa Gushi;  
Aos meus avós.

## SUMÁRIO

	Pág.
LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	V
RESUMO.....	01
1. INTRODUÇÃO.....	03
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	07
3. MATERIAL E MÉTODO.....	28
4. ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	38
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	53
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56
7. ANEXOS.....	61

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

2.1 - Vista ventral de um corte da medula espinhal para ilustrar as vias neurais das raízes dorsais e ventrais e a direção do impulso nervoso	09
2.2 - Origem e inserção do Bíceps Braquial, vista anterior	15
2.3 - Origem e inserção do músculo Braquial, vista anterior	17
2.4 - Origem e inserção do músculo Braquiorradial, vista anterior	19
3.5 - Eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo 6 canais, adquirido através do processo FAPESP 1996/5708-4	30
3.6 - Eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo 6 canais, conectado ao computador para visualização dos registros no software Aqdados	31
3.7 - Eletrodos de superfície, tipo adesivo da marca Bio-logic	32
3.8 - Locais de fixação dos eletrodos, segundo SOUSA, 1996	32
3.9 - Banco "Larry Scott" da marca "Pró - Phisical", pertencente ao Projeto Extensão de Atividades Físicas, Musculação - UNICAMP	33
3.10 - Execução do movimento de flexão do cotovelo com o antebraço em supinação no Banco "Larry Scott"	37
4.11 - Normatização da ativação muscular em supinação	40
4.12 - Normatização da ativação muscular em pronação	40

4.13 - Influência da pronação sobre a inserção do músculo bíceps braquial	42
4.14 - Gráfico ilustrando o perfil gradativo durante as repetições em supinação	44
4.15 - Gráfico ilustrando o perfil gradativo durante as repetições em pronação	45
4.16 - Relação entre a atuação do BCL em supinação e pronação	51
4.17 - Relação entre a atuação do BCC em supinação e pronação	51
4.18 - Relação entre a atuação do BQ em supinação e pronação	52
4.19 - Relação entre a atuação do BRR em supinação e pronação	52
7.20 - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)	65
7.21 - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)	66
7.22 - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)	67
7.23 - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)	68
7.24 - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)	69

7.25 - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)	70
7.26 - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)	71
7.27 - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)	72
7.28 - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante as dez repetições em supinação (Fase 3)	73
7.29 - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante as dez repetições em supinação (Fase 3)	74
7.30 - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante as dez repetições em supinação (Fase 3)	75
7.31 - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante as dez repetições em supinação (Fase 3)	76
7.32 - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante as dez repetições em pronação (Fase 4)	77
7.33 - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante as dez repetições em pronação (Fase 4)	78
7.34 - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante as dez repetições em pronação (Fase 4)	79

7.35 - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante as dez repetições em pronação (Fase 4) 80

**RESUMO**

## RESUMO

O propósito deste trabalho foi registrar o perfil eletromiográfico dos músculos braquial (BQ), bíceps braquial, porção longa (BCL) e curta (BCC) e braquiorradial (BRR), nos movimentos de flexão do cotovelo, no banco "Larry Scott", nas posições supinada e pronada, em sujeitos treinados em musculação. Foram estudados dez sujeitos, do sexo masculino, dextros, no mínimo com um ano de experiência em exercícios resistidos, sem histórico de doenças neuromusculares ou articulares, com idade entre 21 e 26 anos. Após realizar o teste de Carga Máxima (C.M.), ou uma repetição máxima, obtivemos o parâmetro necessário para estabelecer as cargas utilizadas nos testes em porcentagem, sendo esta 80% da C.M. Foram obtidos registros eletromiográficos em quatro diferentes momentos para cada sujeito: Uma fase em isometria durante cinco segundos em supinação (Fase 1), mantendo um ângulo de  $90^{\circ}$  entre o braço e o antebraço; outra isometria em pronação (Fase 2); dez repetições, durante cinquenta segundos em supinação (Fase 3); e dez repetições em pronação (Fase 4). Para a coleta foi utilizado um eletromiógrafo de seis canais (*Lynx*) e o *software* AqDados. Os resultados encontrados foram fornecidos numericamente, em RMS (Raiz Quadrada Média), mostrando uma atuação conjunta por parte desses músculos envolvidos no mesmo esforço. Primeiramente foram comparadas as ativações dos músculos entre si num mesmo momento, em supinação ou pronação. Não houve diferenças significativas, partindo das análises estatísticas, com nível de significância  $p < 0,05$ . Em uma segunda análise, quando observadas as ativações de um mesmo músculo em diferentes momentos, conclui-se que também não houve diferenças significativas quando se mudava a posição do antebraço.

**ABSTRACT**

## ABSTRACT

The purpose of this study was to register the eletromyographic profile of the muscles *brachialis*, *biceps brachialis*, long and short portion, during elbow flexion movement, in the "Larry Scott" bench, using supination and pronation positions, in weight lifters. Ten male subjects were studied, dexterous, with at least one year of experience in resisted exercises, with no previous articulation or neuromuscular diseases registered, and all 21 to 26 years old. After maximum load test, or maximum repetition test, we obtained the needed parameters in order to determine test loads in percents, which were 80% of maximum load. Eletromyographic registers were obtained in four different moments for each subject: in isometric contraction during five seconds in supination position (phase 1), keeping an angle of 90° between the arm and forearm; another isometric contraction in pronation (phase 2); ten repetitions, during fifty seconds in supination position (phase 3); and ten repetitions in pronation position (phase 4). To collect data, a six channel electromiografer (*Lynx*) was used and also the *software Aqdados*. The obtained results were figured out by numeric method RMS (mean square root), showing an actuation between the muscles involved in the same effort. At first, we studied activation between the muscles at the same time, in supination or pronation. There was no significant difference, according to statistical analysis, with significance level  $p < 0,05$ . In further analysis, when we observed the same muscle activation at different moments, we conclude that there was either no significant difference when the subject changed his forearm position.

## **INTRODUÇÃO**

## 1. INTRODUÇÃO

Mesmo estando perante a uma tecnologia que nos possibilite esclarecer com exatidão dados antes desconhecidos, percebemos que na área da musculação as afirmações ainda se valem pelo senso comum, sobretudo nas experiências de vida dos praticantes. Muitas dúvidas surgem com relação à eficiência de alguns exercícios. Muitos treinadores recomendam aqueles que trabalham determinadas porções musculares com base na experiência anterior e no seu próprio treinamento. Um exemplo disso ocorre nos movimentos de flexão da articulação do cotovelo, onde existe uma grande variação de movimentos quando se quer trabalhar a musculatura flexora do antebraço.

O interesse pela prática da atividade física e nos esportes tem demonstrado um aumento significativo em estudos e investigações científicas em metodologias aplicadas aos treinamentos desportivos, anatomia, fisiologia, biomecânica e eletromiografia (LEME, 1991).

O homem primitivo, originado de um animal braquial (que tem membros aos pares), foi designado para resistir forças exercidas sobre cada uma das articulações do membro superior, incluindo a do cotovelo (uma articulação sinovial, gínglimo, composta, completa e monoaxial). Hoje, o cotovelo é poucas vezes requisitado para resistir forças. Estas forças ocorrem em esportes como ginástica e esquiaquático, e todos os dias em atividades como levantar objetos pesados, movimentar mobília, conduzir pastas e malas (SOUSA, 1996 *apud* RIACH & RIED, 1980).

O movimento intrínseco é o sinal primordial da vida animal. Por esse e muitos outros motivos o homem tem despertado constante curiosidade com relação aos órgãos da locomoção de seu próprio corpo e nos de outros seres. A princípio, os músculos eram estudados em cadáveres, os estudos clássicos baseavam-se somente na localização e aspecto de músculos mortos. Leonardo da Vinci dedicou grande parte de seu pensamento à análise dos músculos e suas funções. André Vesalio, reconhecido "pai" da anatomia moderna, influencia através de sua obra monumental "*De corporis humani fabrica*" até nossos dias (BASMAJIAN, 1976).

O mesmo autor relata que, o primeiro homem da ciência que haveria de devolver a vida aos músculos foi Galvani, que ao final do século XVIII publicou seus históricos experimentos com preparados neuromusculares e eletricidade animal.

Porém, o mundo teria que aguardar que o francês Duchenne, em meados do século passado, aplicasse a eletricidade para a determinação sistemática da dinâmica dos músculos esqueléticos intactos. O segundo aspecto do descobrimento de Galvani, de que os músculos produzem eletricidade, resultou ser, em grande proporção, uma grande curiosidade científica até o século XX, quando se geraram melhores métodos para captar e registrar minúsculas cargas elétricas.

Um desses métodos viria a ser a eletromiografia, registrando o potencial elétrico da atividade muscular, determinando sistematicamente, a ação dinâmica dos músculos esqueléticos intactos.

A aplicação da análise eletromiográfica, captando os potenciais elétricos gerados nos músculos em atividade, é que permitiu conhecer a real e efetiva participação do músculo vivo no movimento natural e voluntário (BANKOFF, 1977).

A eletromiografia é o estudo da função muscular através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo (SOUSA, 1996 *apud* BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Para que a captação dos sinais elétricos seja possível faz-se necessário a utilização de um instrumento condutor, denominado eletrodo. O eletrodo é responsável por captar as propriedades elétricas intrínsecas dos músculos (NASCIMENTO et al. 1999).

Segundo CRUZ *apud* BASMAJIAN, DE LUCA (1985), os eletrodos podem ser classificados em três tipos:

- de superfície – pequeno disco metálico, como para eletroencefalografia. É aplicado sobre a pele que recobre o músculo, com pasta condutora (eletrólito) e fixo no local com fita adesiva. Pode ser usado após pouco treino e com razoável sucesso; causa pouco desconforto. Não detecta músculos profundos ou pequenos. Usado para estudos cinesiológicos, neurofisiológicos e psicofisiológicos de músculos superficiais.
- de agulha – consiste de um ou mais fios isolados na cânula da agulha, com ponta exposta. Sua pequena área de captação permite a detecção de potencial de ação de unidades motoras individuais. É de difícil aplicação e causa desconforto ao sujeito, sendo usado para estudar características do potencial de ação da unidade motora (MUAP) ou propriedades de controle da unidade motora. É considerado o tipo mais usual por Machado (1993);

- de fio (arame) – inserido com uma agulha, que depois é retirada, deixando o fio no interior do músculo. Sua utilização é dificultada, uma vez que qualquer movimento tende a deslocar o fio da região desejada. É usado em estudos cinesiológicos e neurofisiológicos de músculos profundos.

Há dois tipos principais de configurações de eletrodos:

- monopolar – é um eletrodo com uma superfície de detecção. O potencial nesse ponto é detectado em relação a um eletrodo “referência”. Desvantagem: detecta sinais indesejáveis, que não são do músculo em questão;
- bipolar – duas superfícies de detecção. Detecta dois potenciais no músculo de interesse em relação a um eletrodo “referência”. Serve como filtro passa-banda, cuja faixa de frequência é função do espaçamento entre as superfícies de detecção. Quanto menor a distância intereletrodos e menor a superfície de detecção, maior a seletividade.

A eletromiografia é única porque revela o que o músculo realmente faz em qualquer instante durante diversos movimentos e posturas, e ainda revela de maneira objetiva a estreita interrelação ou coordenação dos músculos, não restam dúvidas de que isto é impossível em qualquer outro método (BASMAJIAN, 1976).

Dessa forma, o presente trabalho pretende esclarecer, através dos recursos da eletromiografia, quais os músculos envolvidos nas possíveis formas de execução dos exercícios de flexão do antebraço sobre o braço, em supinação ou pronação.

## **REVISÃO DA LITERATURA**

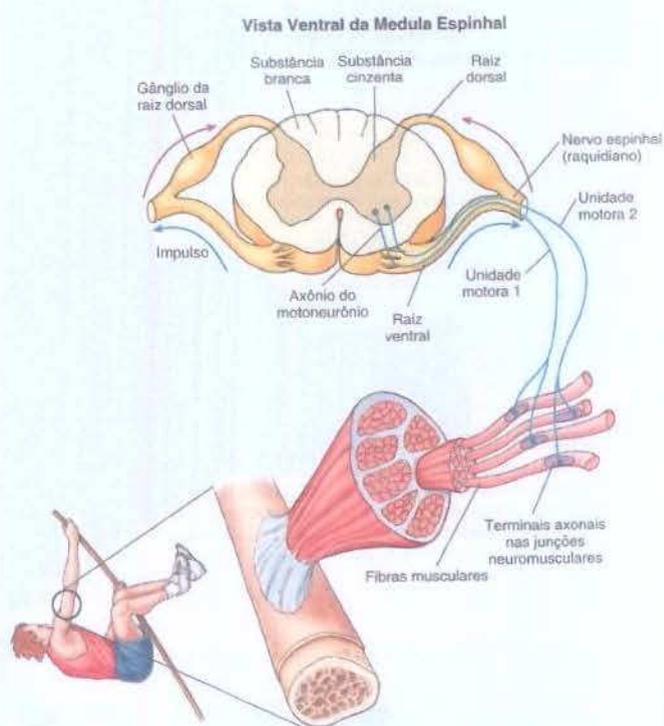
## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 Pressupostos Gerais**

#### **Fisiologia da contração muscular**

Para compreender a eletromiografia é necessário fazer um prévio estudo da contração muscular, tendo em vista que os registros eletromiográficos baseiam-se no dispêndio de energia elétrica propagados ao longo de cada fibra muscular durante sua contração.

Após a esquematização do movimento na área cortical 4, giro pré-central ou área motora piramidal do córtex, o impulso nervoso é transmitido pela via córtico-espinhal, ou via piramidal, unido o córtex ao neurônio motor da medula. MACHADO (1977), descreve o trajeto realizado pelas fibras nervosas: área 4 (maioria), coroa radiada, perna posterior da cápsula interna, base do pedúnculo cerebral, base da ponte e pirâmide bulbar. Ao nível da decussação das pirâmides, uma parte das fibras continua-se ventralmente, constituindo o tracto-córtico espinhal anterior. Outra parte cruza na decussação das pirâmides para constituir o tracto córtico-espinhal lateral. O tracto córtico-espinhal lateral é o mais importante e ocupa o funículo lateral da medula. Suas fibras terminam em relação com os neurônios motores da coluna do seu próprio lado. Esses nervos acabam excitando os motoneurônios alfa que controlam os músculos esqueléticos.



Fonte: McArdle, Katch, Katch. 2002. p. 303

**Figura 1** - Vista ventral de um corte da medula espinhal para ilustrar as vias neurais das raízes dorsais e ventrais e a direção do impulso nervoso

Um motoneurônio anterior consiste em um corpo celular, um axônio e dendritos. Juntamente com as fibras musculares específicas que esse motoneurônio irá inervar será formada a unidade motora. A interface entre a extremidade de um motoneurônio mielinizado e uma fibra muscular irá constituir a junção neuromuscular (placa motora terminal). Essa junção transmite o impulso nervoso para as fibras musculares. Para cada fibra muscular, em geral existe uma única junção neuromuscular (MCARDLE, KATCH, KATCH, 2002).

A propagação do potencial de ação na fibra muscular esquelética é facilitada pelos túbulos transversos (túbulos T) que atravessam-na de um lado a outro, através de toda a sua espessura. Os potenciais de ação dos túbulos T, por sua vez, fazem com que o retículo sarcoplasmático libere os íons cálcio na vizinhança imediata de todas as miofibrilas, e são esses íons cálcio que provocam a contração. Essa liberação é o resultado da abertura de poros para cálcio, da cisterna para o sarcoplasma, semelhante à abertura dos poros para sódio, que ocorre no início do potencial de ação. Os íons cálcio que são assim liberados das cisternas difundem-se

até as miofibrilas adjacentes, onde se fixam fortemente à troponina, o que, por sua vez, produz a contração (GUYTON, 1985).

A ligação rápida de  $\text{Ca}^{++}$  à troponina nos filamentos de actina libera a inibição da troponina da interação actina-miosina. Num certo sentido, o músculo torna-se "ligado" para a contração. A miosina-ATPase desintegra o ATP quando os locais ativos de actina e da miosina se unem. A transferência da energia proveniente do fracionamento do ATP movimenta as pontes cruzadas de miosina, e o músculo gera tensão. As pontes cruzadas se separam da actina quando o ATP se une à ponte da miosina. O acoplamento e o desacoplamento continuam enquanto a concentração de  $\text{Ca}^{++}$  permanece em um nível suficiente para inibir o sistema troponina-tropomiosina. A supressão do estímulo neural para o músculo leva o  $\text{Ca}^{++}$  de volta para os sacos laterais do retículo sarcoplasmático. Isso restaura o efeito inibitório de troponina-tropomiosina; a presença de ATP mantém a actina e a miosina separadas (McARDLE, KATCH, KATCH, 2002).

Ainda o mesmo autor relata que o músculo esquelético humano não consiste simplesmente em um grupo homogêneo de fibras com propriedades metabólicas e funcionais semelhantes. Apesar do considerável debate acerca do método e da terminologia para classificar o músculo esquelético, emergiram dois tipos distintos de fibras para fazer a classificação a partir de suas características contráteis e metabólicas: de contração rápida e de contração lenta, sendo:

Características das fibras musculares de contração rápida:

1. Transmitem rapidamente os potenciais de ação;
2. Possuem um alto nível de atividade da miosina ATPase;
3. Mostram um ritmo rápido de liberação e de captação do cálcio pelo retículo sarcoplasmático;
4. Geram uma renovação (*turnover*) rápida das pontes cruzadas.

Características das fibras musculares de contração lenta:

1. Geram energia para ressíntese do ATP, predominantemente por transferência de energia aeróbica;
2. Possuem um baixo nível de atividade de miosina ATPase;
3. Possuem uma baixa velocidade de contração e uma capacidade glicolítica não tão bem desenvolvida;
4. Contém mitocôndrias relativamente grandes e numerosas e citocromos que contêm ferro da cadeia de transporte dos elétrons.

### **Aspectos anatômicos e funcionais da musculatura flexora da articulação do cotovelo**

Apesar do cotovelo não ser considerado uma articulação responsável pela sustentação do peso, ele sustenta regularmente grandes cargas durante atividades diárias (HALL, 2000). A mesma autora cita como exemplo uma pesquisa realizada por (ZUCKERMAN, 1989), mostrando que a carga compressiva ao nível do cotovelo alcança cerca de 300N durante atividades como se vestir e comer, 1.700N quando o corpo é sustentado pelos braços ao levantar-se de uma cadeira, e 1.900N quando uma mesa é empurrada através do assoalho.

A articulação do cotovelo (*ARTICULATIO CUBITI*), é uma articulação uniaxial do tipo dobradiça (gínglimo), que permite a flexão e extensão pela combinação de deslizamento e rolamento (um grau de liberdade de movimento). A tróclea do úmero articula-se com a chanfradura troclear da ulna, enquanto que o capitulo do úmero sobrepõe-se ao rádio. A articulação, assim, tem componentes trocleoulnares e radioulnares e radiocapitulares, que trabalham em harmonia na flexão e extensão. A forte estabilidade estrutural desta articulação deriva tanto da configuração óssea (corrugada) quanto dos ligamentos colaterais (LEHMKUL, SMITH, 1989).

A articulação do cotovelo é estável graças à influência de uma arquitetura óssea forte e uma rede de tecido ligamentoso que a circunda (RASCH, 1989).

A estrutura em dobradiça no cotovelo é a **articulação umeroulnar**, onde a tróclea ovular do úmero se articula com uma estrutura de encaixe recíproco, a fossa troclear da ulna (HALL, 1993).

O cotovelo é um gínglimo duplo ou uma articulação em dobradiça, cujas superfícies articulares são: 1. a *incisura troclear* da ulna ( que se articula com a *tróclea* do úmero e suporta a maior parte do peso) e 2. a superfície proximal da *cabeça* do rádio (que se articula com o *capítulo* do úmero). A cápsula e a membrana sinovial envolvem esses dois pares articulares e, também, a articulação proximal entre o rádio e a ulna. Os espessamentos longitudinais desta cápsula são designados como *ligamentos anterior, posterior, colateral radial e colateral ulnar* (RASCH, BURKE, 1977).

Os mesmos autores citam que a flexão e a extensão do cotovelo ocorrem numa amplitude de, aproximadamente, 150 graus, dependendo das variações individuais na anatomia e no uso da articulação. Já GRABINER, 1989, cita no livro CINESIOLOGIA e ANATOMIA APLICADA, 7ª edição, de RASCH, que a amplitude de movimento da flexão e extensão é determinada principalmente pela arquitetura articular e é de aproximadamente 140°.

Denomina-se **flexão** o movimento que permite aproximar as faces anteriores do braço e do antebraço. A volta da flexão à posição anatômica se chama **extensão** do cotovelo. A flexão ativa é limitada pelo encontro das massas dos músculos flexores. Na flexão passiva, esses músculos se deixam comprimir, a amplitude é, portanto, um pouco maior. No entanto deve-se destacar que *não é possível a extensão para trás, além da posição anatômica*. No limite da extensão, os dois ossos chegam no prolongamento um do outro. Isso se deve a um bloqueio causado pela forma óssea do cotovelo. Contudo certas pessoas podem ir um pouco mais além: quando chega na extensão completa, o cotovelo forma um ângulo aberto para trás, é o “**recurvatum**” do cotovelo (CALAIS-GERMAIN, 1992).

Os músculos flexores da articulação do antebraço que serão estudados nesse trabalho serão o braquial, o bíceps braquial e o braquiorradial, levando em consideração a relevância que têm nesse movimento. Porém, sabemos que existem outros músculos que passam na parte anterior do eixo da articulação do cotovelo quando ela está fletida em ângulo reto, como relata LEHMKUL e SMITH, 1989: *pronador redondo, extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo, flexor radial do carpo e palmar longo*. Esses músculos exercem sua função principalmente no punho, sendo provalmente inativos durante a flexão do cotovelo, a

menos que seja necessária uma ação do punho simultaneamente, como quando o objeto mantido pela mão resiste à flexão do cotovelo.

## BÍCEPS BRAQUIAL

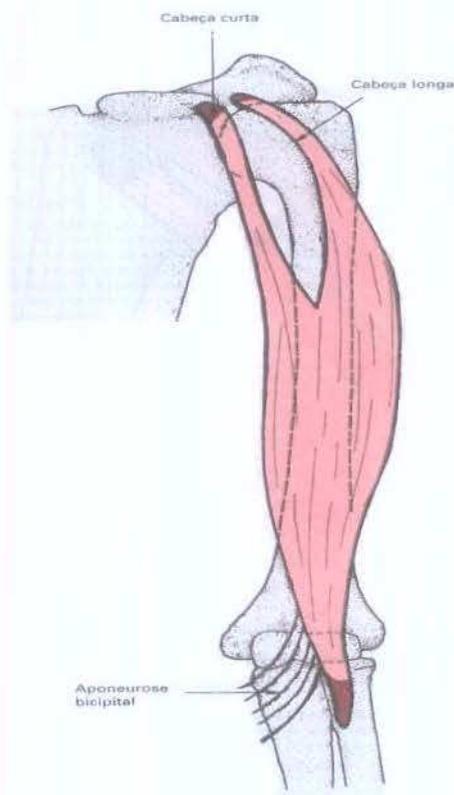
*Bíceps; biceps flexor cubitis* é um músculo longo e fusiforme, situado na face anterior do braço, *originando-se* por duas porções, tendo por isso recebido essa denominação. A **porção curta** se *origina* por um tendão espesso e achatado, do ápice do processo coracóide, juntamente com o coracobraquial. A **porção longa** se origina da tuberosidade supraglenoidal na margem superior da cavidade glenóide, e se continua com a orla glenoidal. Este tendão, envolvido em uma bainha especial da membrana sinovial da articulação do ombro, encurva-se sobre a cabeça do úmero; emerge da cápsula através de uma abertura junto à inserção umeral do ligamento, e desce no sulco intertubercular; é contido no sulco pelo ligamento umeral transverso e por um prolongamento fibroso do tendão do peitoral maior. O tendão de cada porção se continua por um ventre muscular alongado, e os dois ventres, embora intimamente justapostos uns aos outros, podem ser facilmente separados, até cerca de 7,5cm da articulação do cotovelo. Aqui terminam em um tendão achatado que se *insere* na porção posterior rugosa da tuberosidade do rádio, ficando uma bolsa interposta entre o tendão e a parte anterior da tuberosidade. À medida que o tendão do músculo se aproxima do rádio, se torce sobre si mesmo, de modo que sua superfície anterior torna-se lateral e sobrepõe-se à tuberosidade do rádio em sua inserção. Ao nível da prega do cotovelo o tendão fornece, do seu lado medial, uma larga aponeurose, a **aponeurose do m. bíceps braquial** (*lacertus fibrosus, fâscia bicipital*), que cruza obliquamente, em direção distal e medial, a a. braquial e se continua com a fâscia profunda que recobre as origens dos músculos flexores do antebraço (GRAY, 1977).

O bíceps está numa posição que lhe permite atuar em três articulações: a do ombro, a do cotovelo e a radioulnar. Na articulação do ombro, a contração da porção curta contribui possivelmente, na abdução. A contração da porção curta contribui na flexão, adução, rotação interna e flexão horizontal (RASCH, BURKE, 1977). Ainda com relação à ação do bíceps GRAY, 1977, cita a sua atuação ao fletir o braço, o antebraço, e ao supinar a mão. A longa porção traciona o úmero para a cavidade

glenóide, reforçando a articulação do ombro. A sua inervação é feita por ramos do nervo musculocutâneo, contendo fibras do quinto e sexto nervos cervicais.

Além da porção curta e longa do bíceps braquial, uma terceira porção (10 por cento) é encontrada, originando-se na parte proximal e medial do braquial, com cujas fibras se continua, inserindo-se na fáscia bicipital e na face medial do tendão do músculo (GRAY, 1977). Já o número de fibras oscilou desde 199.240 a 316.243 fibras, sendo a única contagem de fibras, realizada em cortes transversos, baseando-se na dissecação de três homens. Os fascículos isolados oscilavam entre 1.726 e 3.371. O diâmetro médio de uma fibra foi de 22,54 microns para o indivíduo menor e, de 42,26 microns para o maior (RASCH, BURKE, 1977).

O bíceps braquial é um dos músculos mais fácil de identificar. Deve ser palpado quando o músculo está relaxado, como quando o antebraço descansa sobre uma mesa ou no colo. É então possível colocar os dedos ao redor dele, levantá-lo das estruturas subjacentes e move-lo de um lado para o outro, uma manobra que é útil para diferenciá-lo do músculo braquial, situado mais profundamente (LEHMKUHL, SMITH, 1989).



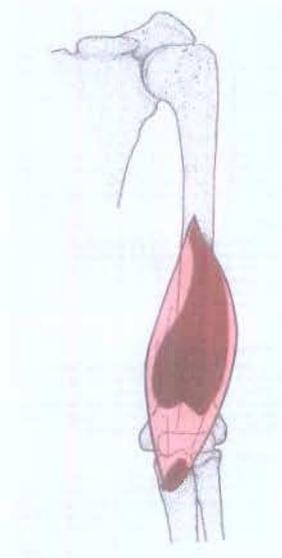
Fonte: Palastanga, et. al. 2000. p. 84.

**Figura 2** - Origem e inserção do Bíceps Braquial, vista anterior

## BRAQUIAL

O *brachialis anticus* cobre a face anterior da articulação do cotovelo e a metade distal do úmero. *Origina-se* da metade distal da face anterior do úmero, começando na inserção do deltóide, que é abraçado por dois processos angulares. Sua origem se estende distalmente a cerca de 2,5cm da margem da superfície articular da articulação do cotovelo. Também se origina dos septos intermusculares, mas mais extensamente do medial que do lateral; é separado do lateral distalmente pelo braquiorradial e extensor radial longo do carpo. Suas fibras convergem para um espesso tendão que se *insere* na tuberosidade da ulna e na depressão rugosa na superfície anterior do processo coronóide (GRAY, 1977). Formado por fibras

carnosas, esse músculo pode encurtar-se muito (CALAIS-GERMAIN, 1992). Esse músculo atua na flexão simples do cotovelo. Tem a mesma eficiência, quando o antebraço está em supinação, pronação ou posição intermediária, porque sua linha de tração não varia com a rotação do antebraço. O braquial tem sido descrito como o “cavalo de força entre os músculos flexores do cotovelo” (RASCH, BURKE, 1977). É innervado por um ramo do musculocutâneo, contendo fibras do quinto e sexto nervos cervicais; em geral um pequeno ramo adicional do nervo radial e ocasionalmente do nervo mediano (GRAY, 1977). A porção muscular do braquial está localizada na metade inferior do braço, onde é amplamente recoberta pelo bíceps. Para realizar a palpação, deve-se colocar os dedos lateralmente e medialmente ao bíceps. O antebraço do sujeito deve estar pronado e em repouso no colo ou sobre um travesseiro, o que assegura o relaxamento do bíceps. Se o cotovelo for agora fletido com o menor esforço possível pode-se sentir a contração do braquial. Sob as condições citadas, o braquial realiza a flexão do cotovelo com pequena ou nenhuma participação do bíceps. Se os dedos estiverem corretamente colocados, uma flexão rápida de pequena amplitude resultará numa forte contração do braquial, que pode ser palpada (LEHMKUHL, SMITH, 1989). Com relação a sua estrutura o braquial pode possuir algumas variações, sendo por vezes duplo; fascículos adicionais para o supinador, pronador redondo, bíceps, fáschia bicipital ou para o rádio são encontrados mais raramente (GRAY, 1977).



Fonte: Palastanga, et. al. 2000. p. 86.

**Figura 3** – Origem e inserção do músculo Braquial, vista anterior

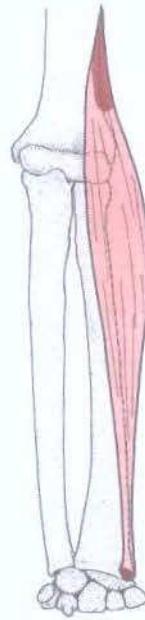
### BRAQUIORRADIAL

O braquiorradial (*supinator longus*) é o músculo mais superficial do lado radial do antebraço. Ele se *origina* dos dois terços proximais da crista supracondilar do úmero e de todo septo intermuscular lateral, e é limitado proximalmente pelo sulco do nervo radial. Interpostos entre o braquiorradial e o braquial estão o nervo radial e a anastomose entre o ramo colateral radial da artéria profunda e a recorrente radial. As fibras terminam proximalmente à parte média do antebraço em um tendão plano, que se *insere* no lado lateral da base do processo estilóide do rádio. O tendão é cruzado, perto de sua inserção, pelos tendões do abductor longo e do extensor curto do polegar; em sua face ulnar está a artéria radial (GRAY, 1977).

A posição do braquiorradial indica que ele é um flexor do cotovelo; seu braço de alavanca é longo, mas seu ângulo de tração é muito pequeno; os cálculos demonstram que, levando-se em conta estes dois fatores, ele possui uma vantagem mecânica maior que a do bíceps. Em consequência, a flexão do cotovelo é possível, mesmo quando ocorre uma lesão no nervo musculocutâneo e ficam paralisados o bíceps e o braquial (RASCH, BURHE, 1977), dado o fato desse músculo ser innervado por um ramo do nervo radial que contém fibras do quinto e sexto nervos cervicais (GRAY, 1977).

O braquiorradial é melhor observado e palpado quando se resiste à flexão do cotovelo em aproximadamente 90 graus, com o antebraço em posição média entre pronação e supinação. O braquiorradial é um músculo superficial e pode ser palpado facilmente na maior parte de sua extensão. Acima do cotovelo ele situa-se entre o tríceps e o braquial, e abaixo dele forma a borda lateral da fossa cubital. Sua porção muscular pode ser seguida até a metade do antebraço, mas seu *ponto de inserção* é menos facilmente palpável, pois o tendão é achatado e parcialmente recoberto pelos tendões dos músculos que atravessam o punho em direção à mão, e também porque estes tendões são sustentados por estruturas ligamentares que cruzam obliquamente o punho. Quando ele se contrai, sua porção superior eleva-se das estruturas subjacentes, de modo que sua distância perpendicular à articulação do cotovelo aumenta, o que acentua a sua função (LEHMKUHL, SMITH, 1989).

Com relação às possíveis variações em sua estrutura o braquiorradial pode apresentar uma fusão com o braquial; o tendão de inserção pode ser dividido em dois ou três feixes; inserção parcial ou completa no meio do rádio, fascículos para o tendão do bíceps, para a tuberosidade ou linha oblíqua do rádio; fascículos para o extensor radial longo do carpo e para o abductor longo do polegar; ausência; raramente duplo (GRAY, 1977).



Fonte: Palastanga, et. al. 2000. p. 86.

**Figura 4** – Origem e inserção do músculo Braquiorradial, vista anterior

## **2.2 Pressupostos específicos**

### **Aspectos eletromiográficos**

O` **DONNELL et. al. (1973)**, registraram eletromiografia de superfície em duas variações do bíceps durante a contração em dois níveis, em três sujeitos do sexo masculino, os quais realizaram contrações isométricas. Um nível foi “a máxima contração que os sujeitos poderiam manter por sessenta segundos”, enquanto que a outra foi um nível que o sujeito julgou ser a metade do nível máximo. Os resultados indicaram um espectro similar nas porções lateral e medial do músculo. Níveis absolutos de coerência, alcançados nos dois níveis de contração não foram notavelmente diferentes. Essas mudanças foram discutidas em termos de possibilidade de diferentes padrões da sincronia da unidade motora no sinal EMG durante a contração.

**SEYFERT & KÜNKEL (1974)**, estudaram o músculo bíceps braquial direito juntamente com o músculo vasto medial esquerdo, em vinte estudantes do sexo masculino. O estudo do bíceps braquial foi feito com o antebraço em semipronação. O esforço foi realizado através de um cabo de aço ligado ao peso, passando por uma polia. As cargas ficaram em torno de 0,5 a 5,0Kg em etapas de 0,5Kg. As amostras foram coletadas, duplamente em quinze diferentes pontos em cada músculo, sendo o período de amostragem estipulado em cinco segundos. Para o cálculo dos registros os autores utilizaram amplitude média, valores médios, desvios padrões, linhas de regressão e intervalos tolerantes de 70%, 80% e 90%.

A maioria das linhas de regressão mostrou uma relação linear positiva entre os cálculos e a tensão. Contudo, no caso do bíceps braquial, houve exceções: Em 7 sete indivíduos a linha de regressão foi alterada, um indivíduo regrediu a linha de amplitude total e um indivíduo regrediu a linha de amplitude média mostrada no ângulo em 3,5 Kg. Oito indivíduos regrediram as linhas de amplitude média tanto quanto o grupo em que se alteraram as linhas de regressão e o de amplitude média mostrado num ângulo realizado com cargas entre 1,5 ou em 2,0 Kg.

**HAGBERG & JONSSON (1975)**, pesquisaram a relação entre o tempo integral do sinal de amplitude mioelétrica (Nms) e a execução do trabalho muscular, em contração estática intermitente dos flexores do cotovelo. O experimento foi feito com o sujeito na posição sentada, o braço mantido ao longo do tronco formando um ângulo de  $90^{\circ}$  de flexão no cotovelo, o antebraço foi mantido em supinação. A carga utilizada foi de 2,5 Kg, e o período de esforço dez minutos, com pausas entre os ciclos de um, dois, cinco, dez e quinze segundos.

Os resultados dessa pesquisa mostraram uma relação linear entre o tempo integral da forma de onda reforçando a amplitude do sinal mioelétrico do músculo bíceps braquial e a execução do exercício de contração estática intermitente.

**KASSER & LEHR (1979)**, investigaram a fadiga muscular no músculo bíceps braquial direito e esquerdo, durante 60% do valor da máxima contração isométrica. Foi admitido que a tônica e a fase de composição da unidade motora do motoneurônio mostrou ser significativamente diferente na mudança do sinal eletromiográfico.

Análises estatísticas dos dados mostraram um aumento significativo na frequência eletromiográfica média observadas no estado de fadiga; tanto o braço esquerdo quanto o direito, quando comparados, não apresentaram significativa diferença na frequência eletromiográfica média. Utilizando eletrodos de superfície e de finos arames, houve uma diferença significativa da pré-fadiga para o estado de fadiga, com os eletrodos de superfície foi obtido um maior valor de significância.

**RIACH & REID (1980)**, investigaram as funções musculares específicas na manutenção da articulação do cotovelo em extensão total, em uma situação estática, suportando um peso. Os músculos estudados foram o bíceps braquial, braquial, braquiorradial e cabeça medial do tríceps, através de finos eletrodos de arame inseridos no músculo. Quatro posições foram estudadas: pronação, relaxado ou posição natural, semipronação e supinação, sendo que a última apresentou uma maior atividade, sugerindo ser uma posição ineficiente de sustentação. As cargas dos sujeitos, estipuladas para os testes, ficaram entre 2-20 kg. Os flexores do cotovelo mostraram uma maior atividade na posição supinada, enquanto que os músculos extensores do cotovelo tiveram maior atividade na posição pronada. Os Autores afirmam que um aumento na atividade muscular produz um aumento de força.

**BUCHANAN et. al. (1986)**, estudaram os músculos bíceps do braço, braquial, braquiorradial, tríceps do braço (cabeça lateral e medial), supinador e pronador redondo, simultaneamente, em várias direções (flexão, extensão, rotação medial e lateral do braço), em isometria, para avaliar as sinergias naturais.

Os níveis de atividade eletromiográfica foram observados para aumentar com o incremento da força na articulação de uma maneira aproximadamente linear. Em todos os casos, as forças articulares apresentaram produção de força em uma ação conjunta dos músculos, não existiram direções ou magnitudes de força para as quais um único músculo fosse observado sendo ativo sozinho.

**PÉRÈS & MATON (1987)**, estudaram a relação entre a eletromiografia integrada do bíceps braquial, braquiorradial e braquial e o torque externo, durante uma sustentação estática em 20, 40 e 60 por cento da máxima contração voluntária e para 50, 70, 80, 90, 110 e 120<sup>o</sup> de flexão do cotovelo. A maior MVC foi obtida entre 80<sup>o</sup> e 120<sup>o</sup> e se diferenciaram de um sujeito para outro e também de uma sessão para outra.

Os resultados mostraram que a IEMG BB versus a relação do ângulo tendeu a diminuir (sem significância), durante a flexão em qualquer nível de força. IEMG BR versus relação do ângulo foi máxima para  $90^{\circ}$ , mas as diferenças entre a IEMG média de cada ângulo do cotovelo não foi significativa. IEMG BA versus relação do ângulo mostrou para MVC um aumento até  $90^{\circ}$  e logo após um decréscimo. Para a força submáxima, IEMG aumentou com o ângulo do cotovelo. A IEMG BB, BR ou BA versus relação F, em todos os ângulos juntos foi linear ou quadrática (bastante significativa). A relação IEMG BB versus IEMG BR ou BA, em todos os ângulos juntos, foi significativamente linear. As mesmas relações, em um dado ângulo foram bem significantes.

**FUNK et. al. (1987)**, desenvolveram uma técnica eletromiográfica para estudar simultaneamente os oito maiores músculos do cotovelo: bíceps braquial, braquial, braquiorradial, tríceps do braço, extensor radial do carpo, flexor radial do carpo, extensor ulnar do carpo e ancônio, em cinco sujeitos normais. A articulação do cotovelo foi submetida para resistir as funções de flexão, extensão, abdução e adução resistidas.

Os resultados deste trabalho sustentaram a hipótese que a determinação da força muscular sobre a articulação dependem no que a articulação é submetida, isto é, o grau de liberdade, a resultante das forças articulares, a carga aplicada e as funções dos músculos, e a linha de ação do músculo que atravessa a articulação. Na articulação do cotovelo, a atividade da maioria dos flexores e extensores do antebraço aumenta progressivamente, com o aumento da força aplicada externamente nos movimentos de flexão e extensão, respectivamente.

**MOJICA et. al. (1988)**, utilizando o trabalho de tempo de reação (Reaction Time-RT), investigaram o bíceps braquial, para determinar se a eletromiografia na fase inicial da atividade é dependente da direção do movimento, e/ou influenciada pela presença ou ausência de um sinal de advertência.

Os resultados mostraram que a presença do aviso EMG-RT do antebraço supinado foi mais rápida que a flexão do cotovelo, e que o contrário ocorreu na ausência do aviso. O sinal de advertência reduziu significamente a EMG-RT de ambos movimentos e a redução da EMG-RT foi maior na supinação que na flexão. Um grande potencial de ação de grande amplitude foi observado durante a flexão do cotovelo, quando comparado com a supinação do antebraço.

**BOMPA et. al. (1990)**, realizaram investigações biomecânicas e cinesiológicas sobre a eficiência mecânica dos flexores do antebraço em remadores. Os autores relatam, que o rendimento da força dos flexores do cotovelo aparenta estar relacionada com a posição do antebraço. A literatura faz referência à eficiência mecânica dos flexores do cotovelo parecer favorável às posições semipronada e supinada; embora a posição pronada esteja sendo empregada atualmente e é tradicionalmente aceita no remo. Os resultados indicam um rendimento de força significativamente maior para o punho semipronado, comparado ao punho pronado.

Os Autores encontraram que a diferença na eficácia dos flexores do antebraço utilizando o punho semipronado e pronado foi assumida como sendo resultado de algumas alterações na eficiência dos músculos envolvidos primariamente: bíceps do braço, braquial, braquiorradial e pronador redondo. Dos quatro músculos estudados apenas o braquial não é afetado pela posição do antebraço. Os outros três músculos alteram seu comprimento e influência mecânica, e como resultado, sua eficiência.

**GERDLE et. al. (1990)**, estudando o comportamento do poder de frequência média e o aumento da força durante a fadiga no bíceps braquial, investigaram a relação entre força e poder de frequência média da eletromiografia; e como a distância entre os eletrodos de superfície influencia o poder de frequência média. Esse estudo foi dividido em três partes. Primeiramente teve-se um aumento gradativo na contração até se atingir 100% da Máxima Contração Voluntária (MVC). Também foram realizadas contrações em cinco diferentes níveis, de 20% até 100% da MVC, com pausa entre eles. E por último, foi realizado um teste de resistência com 30% da MVC. Para a captação dos sinais EMG, os eletrodos de superfície foram localizados de modo que a distância de 10 mm, 20 mm e 30 mm foram obtidas. Não houve diferença no poder de frequência média relacionada à distância entre os eletrodos em cada nível de força.

Desse estudo conclui-se que o poder de frequência média aumentou até 60% da MVC, acima disso não houve mudança na frequência. Não houve diferença significativa encontrada em cada nível de contração. Com relação ao teste de resistência observou-se um decréscimo linear no poder de frequência média, sem diferenças com relação às distâncias dos eletrodos.

**NAITO et. al. (1991)**, analisaram a atividade dos flexores e extensores do cotovelo durante os movimentos de flexão e extensão, nas posições pronada, supinada e semipronada. Os resultados desse estudo mostraram uma menor atividade do bíceps braquial quando o antebraço estava em pronação. Nos extensores, um aumento da atividade eletromiográfica foi observado no período de máxima extensão do antebraço na maioria dos casos. Durante o movimento do cotovelo, exceto na extensão máxima, o tríceps braquial foi quase inativo e, alguma de suas cabeças, em especial a cabeça longa, freqüentemente não mostrou nenhuma atividade EMG. Em contraste, o ancônio foi geralmente ativo, algumas vezes mostrando grande atividade EMG.

**HÉBERT, et. al. (1991)**, realizaram um estudo para determinar se a atividade antagonista do tríceps braquial e ancônio é modulada pela execução de exercícios combinados e para verificar se esse comportamento é similar em diferentes ângulos do cotovelo ( $50^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$  e  $130^{\circ}$ ). Foi registrada a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps braquial, braquial, ancônio e tríceps do braço, com eletrodos de superfície, durante um aumento progressivo dos níveis de força de 20% para 100% da Contração Voluntária Máxima. Os resultados indicaram que para menores níveis de força na flexão, a relação Bíceps braquial/Tríceps do braço é maior para a condição S-P (flexão em supinação), enquanto que a relação Braquial/Ancônio é maior durante o exercício de pura flexão. Variações da atividade eletromiográfica foram significantes apenas para o Bíceps do braço, enquanto que não houve mudança significativa na atividade EMG (rms) do Tríceps, Braquial e Ancônio. Além disso, o comportamento de ambas relações através dos exercícios foi similar nos ângulos de  $50^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$  e  $130^{\circ}$  de flexão do cotovelo. Dessa forma, para condições isométricas, esse ponto não exibiu evidência de modulação da atividade EMG dos extensores do cotovelo durante a realização de exercícios combinados de S-P (supinação/flexão) e P-F (pronação/flexão). A atividade de cocontração durante esses exercícios tende a ser semelhante através dos ângulos do cotovelo.

Os autores relataram uma afirmação de SOLOMONOW, et. al. (1998), que a atividade de músculos agonistas e antagonistas durante a execução de movimentos simples é um fenômeno chamado cocontração. Acredita-se que a função da cocontração seja permitir uma melhor distribuição de pressão por toda a superfície articular e, desse modo assegurar a integridade da articulação envolvida.

**CALDWELL & LEEPUTTE (1991)**, verificaram a mudança ocorrida nos níveis de atividade eletromiográfica e nas respostas relacionadas ao esforço imposto. Foram examinados quatro músculos que atuam na articulação do cotovelo (bíceps do braço, braquial, braquiorradial e tríceps do braço), durante diferentes combinações em dois graus de liberdade isométrica na produção do esforço. Exercícios simples e duplos foram utilizados, respectivamente. Os voluntários realizaram esforços de contração isométrica máxima de flexão pura, supinação pura, pronação pura, supinação e flexão combinado, e, pronação e flexão combinados.

Foi observada uma maior ação do bíceps braquial na flexão que na pronação, isto é devido ao fato desse músculo atuar como protagonista na flexão, e em menor atividade, como antagonista na pronação. Nos músculos braquial e braquiorradial a produção do torque flexor produziu o valor mais alto de atividade. Finalmente, a atividade do tríceps do braço foi maior na pronação e significamente menor na flexão e supinação. Dos músculos analisados, o braquial exibiu um alto padrão de desvio, talvez devido à dificuldade de colocação dos eletrodos de superfície. Não há dúvidas que existe mais interferências nos sinais deste músculo em relação aos demais estudados. Este fenômeno sem dúvida aumenta a cautela em outras tentativas de avaliar a atividade do músculo braquial durante movimentos multifuncionais.

**EL-ABD et. al. (1993)**, realizaram registros da atividade eletromiográfica no bíceps braquial (agonista) e tríceps braquial (antagonista), bem como o comportamento de descarga das unidades motoras. O estudo foi realizado em cinquenta pacientes com hemiplegia espástica. No bíceps braquial foi registrado durante um lento e rápido movimento voluntário de flexão do cotovelo.

Os resultados mostraram que a amplitude da eletromiografia de superfície do agonista foi significativamente reduzida e a amplitude dos potenciais das unidades motoras recrutadas durante o esforço máximo foi geralmente menor no lado espástico quando comparado ao lado não afetado. Foi concluído que o recrutamento ineficiente das unidades motoras tipo II nos músculos agonistas e a incapacidade para ativar seletivamente o músculo agonista contribui para o déficit no desempenho motor na paresia espástica.

**SOUSA (1996)**, realizou um estudo eletromiográfico da ação simultânea dos músculos bíceps do braço (cabeças curta e longa), braquial, braquiorradial, e tríceps do braço (cabeças lateral, longa e medial), no aparelho denominado "Polia-Dupla",

em movimentos isotônicos de flexão e extensão do antebraço, na posição semipronada, em diferentes cargas e ângulos. Os resultados revelaram que na flexão do antebraço, a cabeça longa do bíceps apresenta a maior atividade e a cabeça longa do tríceps, a menor. Na extensão do antebraço livre, a cabeça curta do bíceps apresenta a maior atividade, mas com cargas de 04 Kg e 10 Kg, é a cabeça medial do tríceps, sendo na cabeça longa do bíceps a menor atividade. Com carga de 04 Kg e 10 Kg, os músculos flexores apresentaram maior atividade no ângulo de  $60^{\circ}$  e os extensores a  $30^{\circ}$ . Os dados desta pesquisa mostram ainda que um músculo pode ser o agonista de determinado movimento e participar no movimento realizado por seu antagonista, demonstrando ser uma ação simultânea de músculos mecanicamente antagonistas, e não da atividade de um músculo como regulador do movimento, cujo agente motor é a simples gravidade.

**WIERZBICKA, et. al. (1998)**, investigaram, nos músculos flexores do cotovelo, se a programação motora do sistema nervoso central, é modificada de acordo com o nível de carga no músculo agonista mantida antes do pulso. Os resultados indicaram que o SNC ajusta a amplitude agonista extrema, e a duração na seqüência para executar o mesmo exercício motor rapidamente depende da carga. Isso demonstra que esses ajustes são necessários para compensar as limitações fisiológicas do comportamento da unidade motora e a não linearidade entre a atividade eletromiográfica e a fase da produção de força.

**FENG & MAK (1998)**, realizou um estudo eletromiográfico, com eletrodos de superfície, dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial, em sete adultos com quadriplegia espástica pura e oito indivíduos normais. Os sinais foram analisados perante o tempo e a freqüência do domínio. Comparados com os sujeitos normais, os sujeitos espásticos mostraram uma maior atividade EMG para ambos os movimentos de flexão e extensão, sendo uma diferença significativa. O poder de análise espectral mostrou um maior poder de freqüência média (MPF). MPF do bíceps braquial e do tríceps não foram correlacionados nos indivíduos normais, mas correlacionados nos sujeitos espásticos. Isso demonstra que a razão entre a baixa descarga na unidade motora e os tipos de fibras anormais podem contribuir para essas diferenças.

**BANKOFF, et. al. (2003)**, realizaram um estudo eletromiográfico dos músculos peitoral maior (porção esternal) e deltóide (porção média) em movimentos seqüenciais utilizados no voleibol. O potencial de ação destes músculos foi analisado nos movimentos utilizados nos seguintes fundamentos do voleibol: saque por cima, cortada, manchete, toque, e bloqueio, sem bola e com bola. Os resultados mostraram que o músculo peitoral maior (porção esternal) em todos os movimentos de extensão do braço mostrou-se ativo (saque por cima e cortada) e na adução do braço no momento em que se executava o fundamento manchete. O músculo deltóide (porção medial), embora seja um motor primário na abdução, mostrou potencial de ação em todos os movimentos dos fundamentos utilizados no voleibol, porém mais intensos na cortada e bloqueio. A média geral e o desvio padrão do músculo deltóide (porção medial) foram maiores nos movimentos seqüenciais dos fundamentos executados sem bola.

## **MATERIAL E MÉTODO**

### 3. Material e método

#### Sujeitos

A coleta de dados do presente trabalho foi realizada com a colaboração de 10 sujeitos do sexo masculino, treinados, dextros, no mínimo com um ano de experiência em exercícios resistidos, sem histórico de doenças neuromusculares ou articulares, na faixa etária de 21 a 26 anos, idade média de 23,1 ( $\pm$  2,02) anos, peso médio de 77,85 ( $\pm$  8,10) Kg, estatura média de 178,3 ( $\pm$  11,01) cm e índice de massa corporal (IMC) médio de 24,51 ( $\pm$  2,27) conforme mostrado na tabela 1.

Antecipadamente ao experimento, os voluntários preencheram e assinaram termo de consentimento (anexo 1), autorizando a utilização dos dados para pesquisa.

**Tabela 1** - Valores médios dos dados antropométricos e cálculo do índice de massa corporal (IMC). Fórmula utilizada mostrada no anexo 2.

	Mean	Minimum	Maximum
Idade (anos)	23,1 $\pm$ 2,02	21	26
Peso (Kg)	77,85 $\pm$ 8,10	64,5	93,6
Estatura (cm)	178,3 $\pm$ 11,01	161,5	196
IMC	24,51 $\pm$ 2,27	22,36	28,83

#### Equipamento e coleta de dados

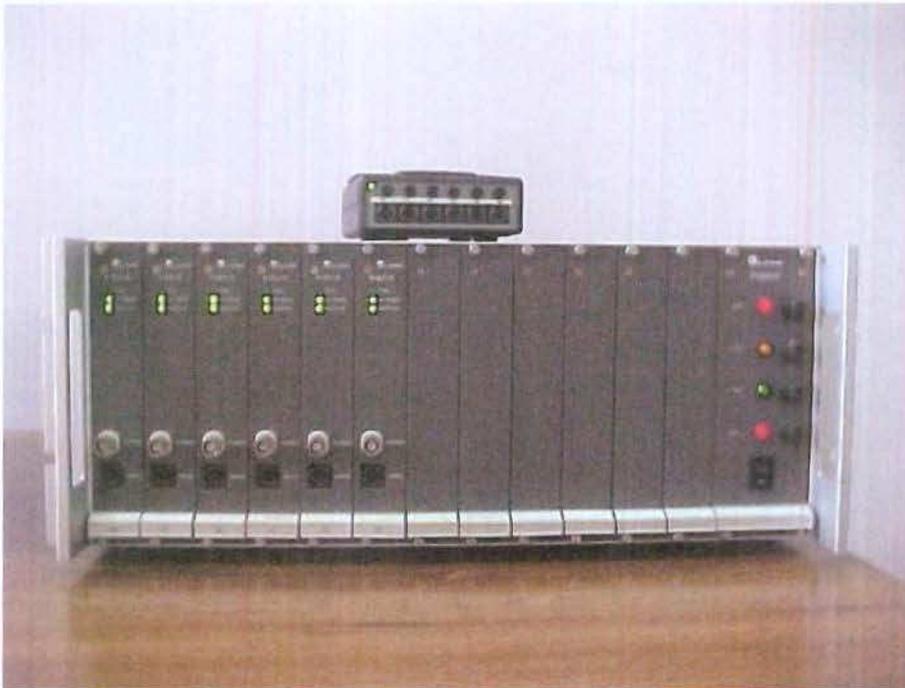
A captação dos potenciais de ação e as análises eletromiográficas verificadas no presente trabalho foram realizadas utilizando um eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo 6 canais, adquirido através do processo FAPESP 1996/5708-4, mostrado na figura 5.

Foi estabelecida a frequência de 1024 Hz para a aquisição dos registros eletromiográficos. O aparelho foi calibrado com ganho de 2000 Hz, o filtro passa baixa a 600 Hz e o filtro passa alta em 10.00 Hz. A conversão dos sinais

analógico/digital foi realizada por intermédio de uma placa A/D CAD 12/36 também da marca Lynx. Foi também utilizado o software AQDADOS-Lynx, na aquisição e análise dos sinais encontrados. Os limites de entrada dos sinais foram estabelecidos em 3.500  $\mu\text{V}$ , como limite superior, e -3500  $\mu\text{V}$ , como limite inferior. A faixa de entrada ficou em -5 a +5  $\mu\text{V}$ .

Quanto aos parâmetros do ensaio, utilizou-se o tipo "simples", fixando o tempo da coleta de dados em 50 segundos, tendo início assíncrono. Os dados foram armazenados em memória, sendo gravados posteriormente. O modo do gráfico foi calibrado em x+y+z+w.t, possibilitando a demonstração dos registros simultaneamente.

Em cada registro foi utilizada a análise numérica para posterior análise estatística das amostras dos canais utilizados, e de acordo com o tempo determinado para a coleta de dados.

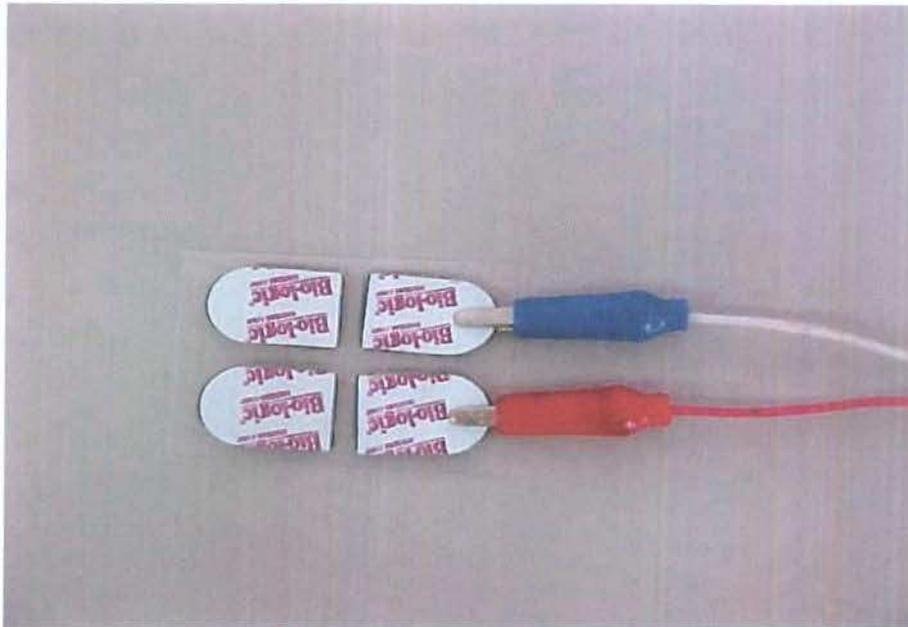


**Figura 5** - Eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo 6 canais, adquirido através do processo FAPESP 1996/5708-4.

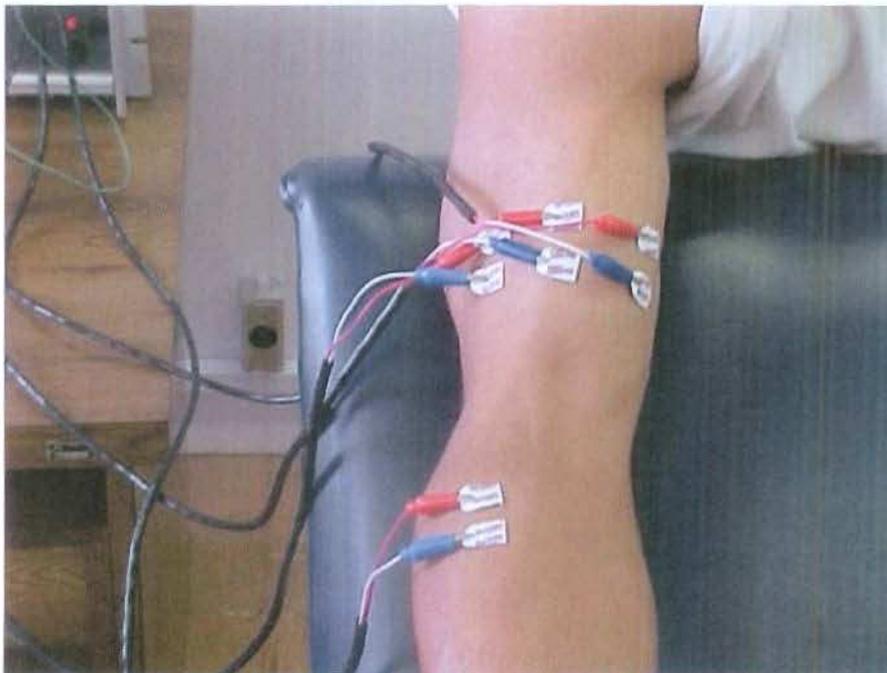


**Figura 6** - Eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo 6 canais, conectado ao computador para visualização dos registros no *software* Aqdados.

A parte experimental do presente trabalho, que envolveu a captação e análise dos potenciais de ação dos músculos braquial, bíceps braquial e braquiorradial, os quais compõem o grupo dos flexores da articulação do cotovelo, foi realizada utilizando-se da eletromiografia, e de eletrodos de superfície, tipo adesivo, da marca Bio-logic, figura 7. Para a captação dos potenciais elétricos, os eletrodos foram fixados no membro superior direito, conforme figura 8, sendo o local de colocação dos eletrodos descrito posteriormente.



**Figura 7** - Eletrodos de superfície, tipo adesivo da marca Bio-logic.



**Figura 8** - Locais de fixação dos eletrodos, segundo SOUSA, 1996.

As medidas antropométricas, tabela 1, foram efetuadas no Laboratório de Análise Postural e Eletromiografia, LAP – Faculdade de Educação Física – UNICAMP. Para a obtenção do peso, foi utilizada uma balança da marca “Welmy” com escala em 100 gramas. A altura dos voluntários foi medida com um antropômetro, com a escala em milímetros.

Para que fosse possível a realização dos esforços, foi utilizado um banco "Larry Scott" da marca "Pró - Phisical", Figura 9, pertencente ao Projeto Extensão de Atividades Físicas, Musculação - UNICAMP.



**Figura 9** - Banco "Larry Scott" da marca "Pró - Phisical", pertencente ao Projeto Extensão de Atividades Físicas, Musculação - UNICAMP.

O primeiro contato com os sujeitos, objetivando a participação neste estudo, foi estabelecido por intermédio do Laboratório de Análise Postural e Eletromiografia, da Faculdade de Educação Física – UNICAMP, onde também foi realizada a coleta de dados. Os voluntários foram previamente instruídos quanto à execução dos exercícios e quanto aos exames a que foram submetidos, tendo como objetivo familiarizá-los com os procedimentos a serem utilizados e afastar possíveis tensões que poderiam ser ocasionadas pelo desconhecimento das razões para a colocação

dos eletrodos. Antes da coleta dos registros eletromiográficos, os voluntários realizaram o teste de uma repetição máxima, ou Carga Máxima (C.M), para termos o parâmetro necessário para estipularmos a carga utilizada no teste em porcentagem, em torno de 80% da C.M, conforme a tabela 2. Esse teste foi realizado num dia distinto ao da coleta, para que não houvesse intervenções nos registros.

**Tabela 2** - Média dos valores das cargas, em Kg, medidas em uma repetição máxima (C.M), em supinação e pronação, e seus respectivos percentuais utilizados nas repetições

	Mean	Minimum	Maximum
C.M - SUP.	42 ± 5,96	36	54
C.M - PRON.	32,6 ± 2,98	28	38
80% da C.M - SUP	33,6 ± 4,77	28,8	43,2
80% da C.M - PRON	26,08 ± 2,39	22,4	30,4

Para as análises eletromiográficas utilizamos eletrodos de superfície, colocados no membro superior direito, sobre a pele dos respectivos músculos estudados, com o auxílio de uma fita adesiva, após tricotomia e limpeza com álcool – sendo que o respectivo procedimento remove a gordura superficial, evita interferências e diminui a impedância elétrica da pele, (SOUSA, *apud* BASMAJIAN & De LUCA, 1985), ainda os mesmos autores relatam que: “o local mais adequado para a colocação dos eletrodos de captação é a região intermediária entre o centro da zona de inervação (ponto motor), e o tendão do músculo, alinhados longitudinalmente e paralelos ao sentido das fibras musculares, guardando sempre uma distância entre cada par de 1,5 cm, a partir do centro dos eletrodos”.

O conceito de impedância, citado acima, é descrito por CRUZ, 1998 *apud* BASMAJIAN, De LUCA, 1985: “Impedância (Z) é uma grandeza vetorial e uma característica que toda forma de matéria apresenta de impedir em maior ou menor grau a passagem de corrente elétrica. Ela é proporcional à resistência (R). Em EMG é interessante que se tenha uma baixa impedância da pele, dos eletrodos, dos cabos, para que o sinal elétrico chegue com maior fidelidade ao amplificador e ao

registrador. A diminuição da impedância da pele é conseguida com o tratamento adequado – tricotomia (raspagem dos pêlos), abrasão e fricção para remover a camada de pele morta”.

Para a medida e a localização dos locais de fixação dos eletrodos, figura 8, foi utilizada uma fita métrica. Os pontos de fixação dos eletrodos foram determinados através de dissecações, segundo SOUSA, 1996:

- a. Músculo Bíceps Braquial (Cabeça Curta e Cabeça Longa): à aproximadamente 9 cm proximal à uma linha imaginária, transepicondilar, respectivamente, medial e lateralmente.
- b. Músculo Braquial: fixado a 4 cm abaixo da inserção do músculo deltóide.
- c. Músculo Braquiorradial: eletrodos fixados a uma distância de 5 cm, distal à uma linha transepicondilar imaginária sobre o ventre muscular.

A vantagem da utilização dos eletrodos de superfície deve-se, segundo Basmajian, 1976, a sua praticidade e ao êxito de sua aplicação (dentro de algumas limitações), sendo uma técnica não invasiva. O eletrodo terra foi fixado na região anterior do punho por uma fita adesiva, após ser untado com pasta eletrocondutora, e ligado a um dos canais.

Foram utilizados cinco canais, para o estudo dos músculos neste experimento, distribuídos do seguinte modo:

CANAL 1: Cabeça Longa do m. Bíceps do Braço

CANAL 2: Cabeça Curta do m. Bíceps do Braço

CANAL 3: Músculo Braquial

CANAL 4: Braquiorradial

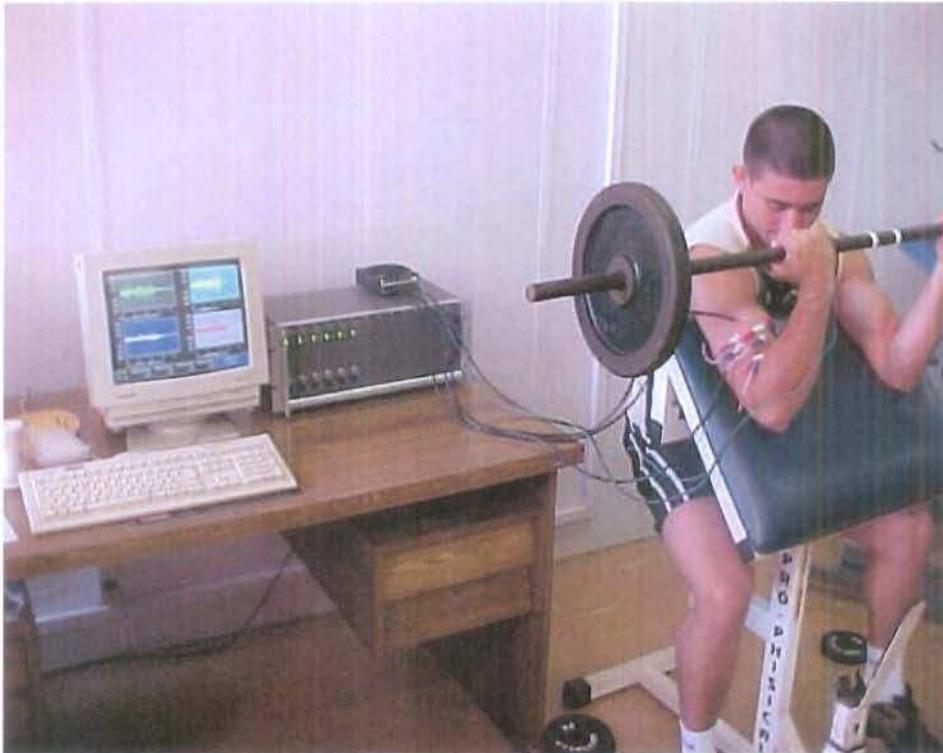
CANAL 5: Eletrodo Terra

## Movimentos

Os movimentos selecionados foram realizados no tempo de cinquenta segundos, sendo uma série de dez repetições para cada exercício. O ritmo da execução do movimento foi ditado por um metrônomo, da marca TAMA modelo *RW 100*, sendo estipulado dois segundos para a fase concêntrica e três segundos para a excêntrica.

Antes da realização dos movimentos foi feito o registro da máxima contração isométrica em supinação e em pronação respectivamente. Dessa forma o teste foi dividido em quatro fases:

- Fase 1: Máxima Contração Isométrica em supinação. Nessa fase foram estipulados cinco segundos de esforço máximo em isometria. Com um goniômetro demarcamos um ângulo de  $90^{\circ}$  entre o braço e o antebraço, essa posição foi mantida durante os cinco segundos. Uma corda foi amarrada na barra e segura por uma pessoa para que a isometria fosse realizada.
- Fase 2: Máxima Contração Isométrica em pronação. Após cinco minutos de pausa o mesmo procedimento foi feito, porém o registro foi realizado com o antebraço em pronação.
- Fase 3: Teste das dez repetições com 80% da C.M. em supinação. Após cinco minutos da realização da Fase 2 teve início as repetições realizadas durante cinquenta segundos, conforme figura 9. O metrônomo era acionado e o sujeito tinha que executar o movimento no tempo de 3:2, ou seja três segundos para a fase excêntrica e dois segundos para a fase concêntrica.
- Fase 4: Teste das dez repetições com 80% da C.M. em pronação. Também após cinco minutos de pausa o mesmo procedimento da fase 3 foi realizado, porém com o antebraço em pronação.



**Figura 10** - Execução do movimento de flexão do cotovelo com o antebraço em supinação no Banco "Larry Scott"

### **Descrição dos exercícios**

Os exercícios executados para a ocorrência desse trabalho foram:

#### **◆ Flexão dos cotovelos com barra, em supinação, no banco "Larry Scott"**

Sentado, a barra segurada com as mãos em supinação, os braços apoiados sobre o banco "Larry Scott". Inspirar e realizar uma flexão dos cotovelos; expirar no final do esforço.

Nota: este exercício normalmente é chamado de rosca Scott (barra reta). DELAVIER, 2000.

#### **◆ Flexão dos cotovelos com barra, em pronação, no banco "Larry Scott"**

Mesmo procedimento descrito acima, porém com alteração na forma de segurar a barra, em pronação. Este exercício é comumente chamado de rosca inversa.

## **ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS**

#### 4. Análise e discussão dos resultados

Após terem sido realizados os registros eletromiográficos, análises estatísticas foram feitas, através do *software* "Statistical 5.0", para observarmos as diferentes atuações dos músculos entre si num mesmo momento, bem como as diferentes atuações de um mesmo músculo em momentos distintos, tanto em supinação como em pronação.

Primeiramente os valores brutos foram normalizados, ou seja, a ativação muscular, em RMS, da fase em que foram executadas dez repetições com 80% da C.M, foi comparada com a ativação em uma contração isométrica máxima. Com isso foram obtidos valores em percentual das ativações em cada momento, lembrando que a (fase 3) foi ajustada com a (fase 1) e a (fase 4) com a (fase 2). O teste-T para amostras dependentes foi utilizado para que a obtenção desses valores fosse realizada.

Os resultados da normatização mostraram um nível de ativação semelhante entre os músculos envolvidos num mesmo momento, tanto em supinação como em pronação. A partir da análise de variância ANOVA, tendo como nível de significância  $p < 0,05$ , conclui-se que não houve diferença significativa perante a atuação desses músculos. Quando comparados entre si, todos os valores de  $p$  mostraram-se maiores que 0,05. Dessa forma podemos perceber uma ação conjunta de todos os músculo flexores do cotovelo para resistir à carga imposta durante o esforço, como mostrado na Tabela 3 e Figuras 11 e 12.

**Tabela 3** – Valores normalizados da ativação dos músculos flexores do cotovelo

	supinado	pronado	t
BCL	81,5 ± 40,1	117,1 ± 52,6	- 1,652
BCC	77,5 ± 31,4	101,4 ± 34,4	- 1,623
BQ	82,7 ± 24,1	100,6 ± 40,0	- 1,981
BR	70,8 ± 15,6	82,4 ± 27,6	- 0,954

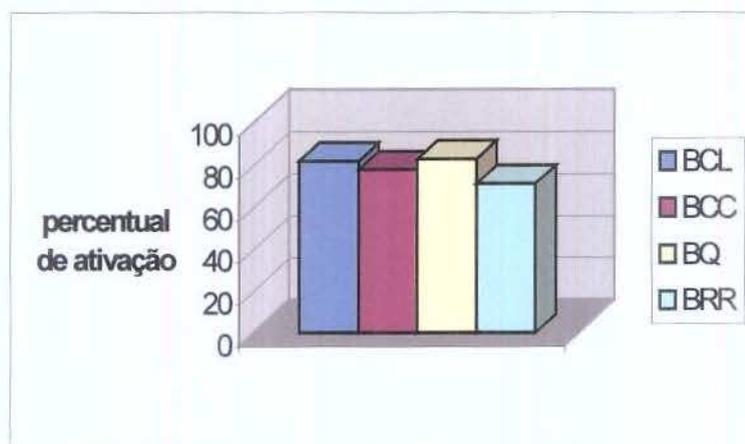


Figura 11 - Normalização da ativação muscular em supinação

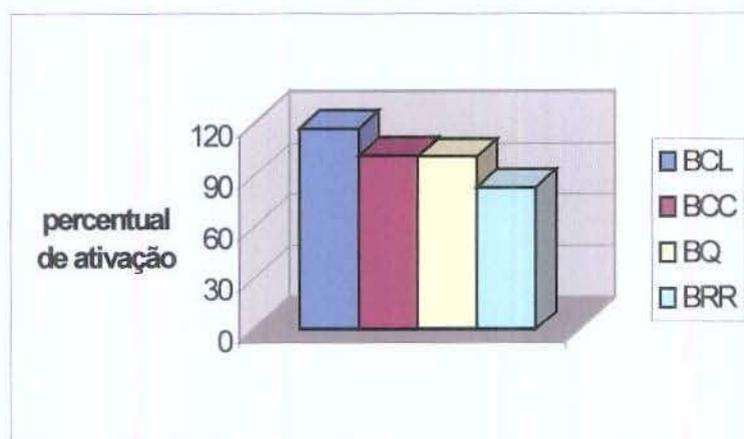


Figura 12 - Normalização da ativação muscular em pronação

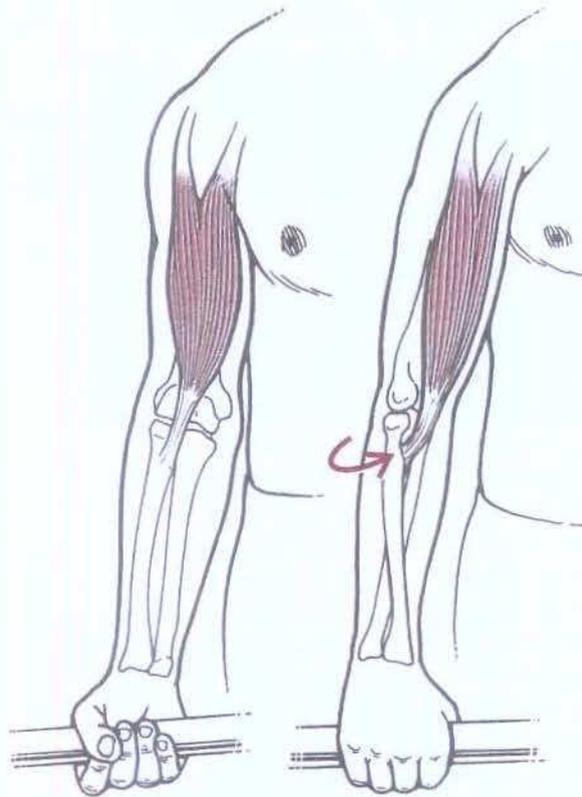
Na Figura 10, percebemos uma atuação conjunta dos flexores do cotovelo. Os valores da Tabela 3 mostram que durante a realização dos movimentos em supinação não há diferença na ativação dos músculos citados. O músculo Braquial (BQ), citado como “o cavalo de força entre os músculos flexores do cotovelo”, segundo RASCH & BURKE *apud* BASMAJIAN, 1977, apesar da diferença não ser significativa, foi o músculo que apresentou o maior nível de ativação, mesmo quando comparado com as cabeças longa (BCL) e curta (BCC) do Bíceps. Esse padrão de

desvio também pode ter ocorrido devido à dificuldade de colocação de eletrodos de superfície nesse músculo. Não há dúvidas que existe mais interferências nos sinais deste músculo em relação aos demais estudados. Este fenômeno sem dúvida aumenta a cautela em outras tentativas de avaliar a atividade do músculo braquial durante movimentos multifuncionais, CALDWELL & LEEPUTTE (1991).

O fato da sobrecarga ter sido 80% da C.M. gerou uma maior ativação por parte de todos os flexores. Até mesmo o músculo Braquiorradial (BRR), que tem uma maior eficiência com o antebraço em semipronação, PALASTANGA et. al., 2000, atuou conjuntamente com os outros músculos, mesmo estando na posição supinada.

Na Figura 11 a semelhança de atuação dos músculos também é visível, principalmente entre o (BCC) e o (BQ). O (BRR) apresentou uma queda em sua eficiência quando comparado com os outros músculos, devido ao fato de alterar seu comprimento com a mudança da posição supinada para a pronada, perdendo sua eficiência mecânica. Porém, não foi uma diferença significativa. BASMAJIAN, 1967, citado por RASCH & BURKE, 1977, acredita que esse músculo contribui nos movimentos de supinação e pronação, quando alguma resistência torna necessário exercer força. Já De SOUZA, 1961, citado pelos mesmos autores, sustentam que o BRR não entra em atividade, havendo ou não resistência. É evidente que muitos estudos posteriores serão necessários para conciliar tal discrepância. Segundo BOMPA et. al., 1990, somente o músculo braquial não é afetado pela posição do antebraço. Sua linha de tração não varia com a rotação do antebraço, RASCH & BURKE, 1977. Assim como o BRR, o Bíceps Braquial também tem uma alteração em seu comprimento e conseqüentemente em sua eficiência mecânica. Quando o braço está colocado em pronação extrema, a tuberosidade do rádio se volta para dentro e para baixo, enrolando o tendão do bíceps, o qual torce-se 90° antes de fixar-se na parte posterior da tuberosidade radial, em mais da metade da circunferência do osso, RASCH & BURKE, 1977. O músculo contribui efetivamente para a flexão quando o antebraço é supinado, pois fica ligeiramente distendido. Quando o antebraço é pronado, o músculo fica menos tenso e, conseqüentemente, será menos efetivo, HALL, 2000.

A influência da pronação sobre a inserção do músculo bíceps braquial é melhor observada na Figura 13.



Fonte: Hamill & Knutzen. 1995. p.171.

**Figura 13** - Influência da pronação sobre a inserção do músculo bíceps braquial

O bíceps braquial é mais efetivo como um flexor na posição supinada do antebraço, quando a inserção para o rádio não é torcida para baixo, HAMILL, 1995.

Uma menor atividade do bíceps, quando o antebraço estava em pronação, foi mostrada num estudo realizado por NAITO et.al., 1991. RASCH & BURKE, 1977, *apud* BASMAJIAN, 1967, relatam uma diferença na proporção de 2:1 na supinação e pronação, respectivamente, na amplitude média do EMG na porção longa do bíceps. Ainda os mesmos autores, citando um estudo realizado por BANKOV e JORGENSEN, 1969, relatam que o torque desenvolvido com o antebraço em pronação foi de aproximadamente 82 por cento daquele desenvolvido com o antebraço em supinação, e que investigações anteriores, realizadas sobre a elevação de halteres, tinham chegado à conclusão de que um indivíduo podia

sustentar, aproximadamente, dois terços do peso com os antebraços em pronação do que quando os tinha em supinação. Tem-se afirmado que o bíceps intervém pouco ou nada na flexão quando o antebraço está em pronação. Contudo, alguns autores têm contestado que quando o antebraço está em pronação, a porção longa pode contrair-se, enquanto que a porção curta pode não apresentar nenhum sinal de atividade elétrica, RASCH & BURKE, 1977, *apud* BASMAJIAN 1967. O fato do BCL apresentar um considerável nível de ativação é mostrado na Figura 11. Durante as repetições, com o antebraço em pronação, foi o músculo que mostrou ser o mais ativo perante os outros, embora a diferença não demonstre ser significativa. Essa diferença ocorreu possivelmente devido à tendência desse músculo atuar no sentido de retornar a posição supinada. Além de estar participando na flexão do cotovelo, bem como os outros músculos estudados, sua atuação foi adicionada ao fato de ser um supinador, e isso aumentou a sua ativação.

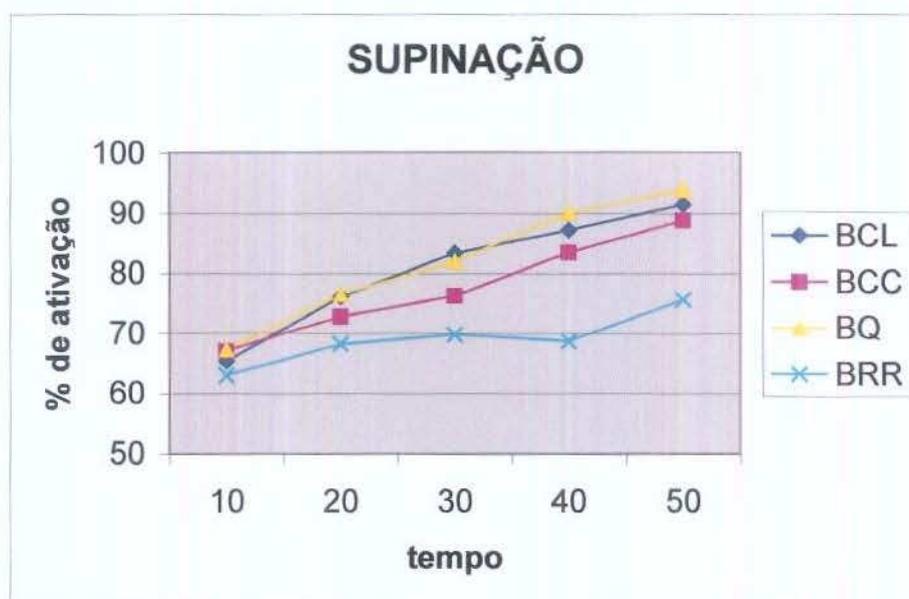
Segundo BASMAJIAN, 1976, o bíceps pode entrar em atividade durante a flexão do antebraço supinado em todas as situações, e durante a flexão do antebraço semipronado ao levantar uma carga (de 900g), enquanto que com o antebraço pronado, na maioria dos casos, o bíceps desempenha um papel escasso ou nulo na flexão, na conservação da flexão do cotovelo e na ação antagonista durante a extensão, ainda que o braço sustente uma carga. BEEVOR (1903, 1904), citado pelo mesmo autor, afirmou que se o antebraço está em supinação, o bíceps atua durante a flexão quando se oferece uma resistência de apenas 120 g, porém que em uma posição de pronação completa não entra em ação até que a resistência exceda a 1800 g pelo menos. Os resultados de um estudo EMG realizado por BASMAJIAN confirmam as observações de BEEVOR no que diz respeito à flexão.

Ainda não foram realizados muitos estudos que relacionassem a interferência da intensidade da carga utilizada no movimento sobre a ativação dos músculos, mais especificamente no caso dos flexores do cotovelo. No presente estudo não houve uma variação na sobrecarga utilizada, mantendo-se os 80% da C.M. em cada exercício, conforme Tabela 2. Em alguns casos a utilização dessa intensidade de esforço fez com que alguns músculos ultrapassassem os 100% da ativação em isometria, Tabela 3. Nos movimentos em que o antebraço foi mantido em supinação isso não ocorreu, diferenciando-se da situação em pronação. No entanto, todos os

músculos apresentaram um perfil gradativo na ativação, em ambas as situações, conforme as Tabelas 4 e 5; e Figuras 14 e 15.

**Tabela 4** – Perfil gradativo da média dos valores de ativação durante os cinquenta segundos de execução do exercício em supinação

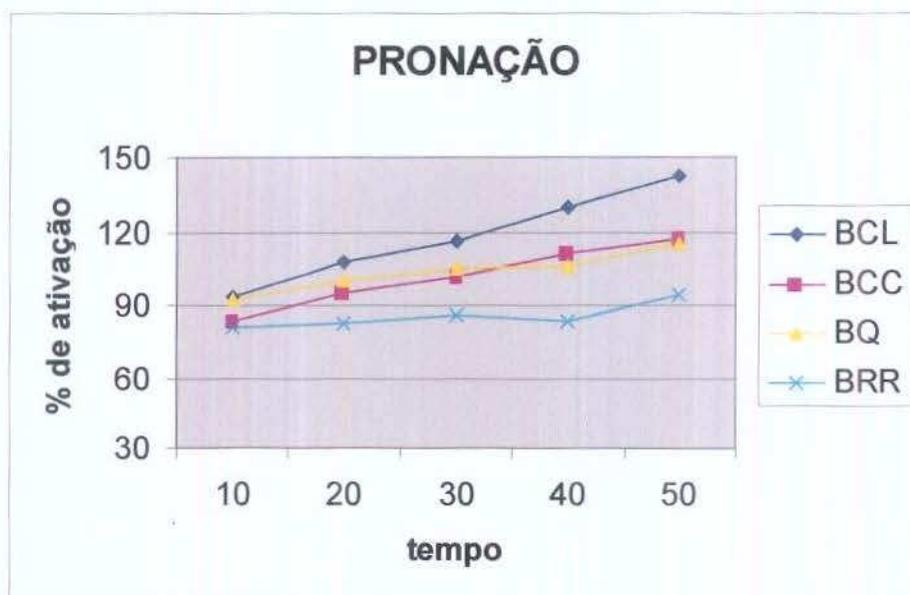
SUPINADO	0-10s	10,001-20s	20,001-30s	30,001-40s	40,001-50s
BCL	65,3 ± 30,8	76,1 ± 37,8	83,7 ± 41,1	87,9 ± 47,2	91,5 ± 44,1
BCC	67,1 ± 26,7	72,8 ± 28,1	76,3 ± 32,0	83,5 ± 36,3	88,8 ± 42,6
BQ	67,3 ± 18,3	76,5 ± 22,4	82,0 ± 24,7	90,1 ± 26,1	93,9 ± 29,4
BRR	62,9 ± 15,3	68,2 ± 17,3	69,8 ± 15,7	68,7 ± 28,6	75,6 ± 16,9



**Figura 14** – Gráfico ilustrando o perfil gradativo durante as repetições em supinação

**Tabela 5** – Perfil gradativo da média dos valores de ativação durante os cinquenta segundos de execução do exercício em pronação

PRONADO	0-10s	10,001-20s	20,001-30s	30,001-40s	40,001-50s
BCL	93,1±40,0	107,7±48,7	116,3±54,9	129,5±59,9	142,1±68,2
BCC	83,2±29,7	95,4±34,9	101,9±36,9	111,2±37,0	116,8±40,8
BQ	92,3±36,4	99,9±41,9	105,1±39,7	105,9±40,4	115,0±42,7
BRR	81,0±35,5	82,0±35,4	85,7±38,7	82,9±25,3	94,2±36,5



**Figura 15** – Gráfico ilustrando o perfil gradativo durante as repetições em pronação

A carga foi o fator determinante sobre a ativação muscular. A progressão apresentada nas figuras 14 e 15 é gerada devido à fadiga dos músculos. Isso faz com que um maior número de unidades motoras sejam ativadas, conseqüentemente um maior número de fibras serão solicitadas para vencer a carga imposta e realizar as dez repetições.

Para que se pudesse ter esse perfil gradativo foram analisados os comportamentos de cada músculo, em cada situação, em diferentes intervalos de

tempo, ou seja, os resultados obtidos, em RMS, foram fragmentados de dez em dez segundos, em seguida normalizados.

Na figura 14 percebemos que em nenhum momento o nível de ativação chega aos 100% da máxima contração isométrica em supinação. Nos movimentos em que o antebraço foi mantido em supinação foram observados os maiores valores brutos, não normalizados, em RMS, tabela 6. Dessa forma conclui-se que os maiores níveis de ativação ocorreram durante a flexão em supinação, os maiores níveis de força ocorreram nesse momento. Além das vantagens mecânicas do posicionamento em supinação, descritas acima, é uma posição em que normalmente os sujeitos realizam todos os exercícios, nas Academias, visando treinar os músculos flexores do cotovelo. Isso faz com que um maior número de unidades motoras esteja ativada quando se realiza a flexão do cotovelo nessa posição. Já a flexão realizada com o antebraço em pronação não é um exercício comumente utilizado, isso faz com que existam um maior número de fibras “dormentes” na musculatura, ou seja, que ainda não foram requisitadas por não terem sido submetidas ao esforço máximo. Isso explica porque os níveis de ativação durante as repetições em pronação (Fase 4) ultrapassaram os da máxima contração isométrica em pronação (Fase 2). O esforço realizado durante a (Fase 2), como citado acima, não é comumente feito pelos voluntários estudados, a ativação nessa Fase foi o parâmetro de análise, ou seja, os 100% da ativação. Porém, os valores mostrados na (Fase 4) ultrapassaram os 100%. Esse fato é explicado pela fadiga dos flexores, a desvantagem mecânica fez com que fadigassem rapidamente, e isso fez com que um maior número de unidades motoras fossem ativadas para que a execução do exercício pudesse se completar. Com um maior número de unidades motoras recrutadas, temos um conseqüente aumento na dissipação elétrica ao longo das fibras solicitadas para realizar a contração, adicionadas às fibras “dormentes”, que nesse momento também passam a ser solicitadas, aumentando a ativação elétrica muscular, conseqüentemente aumentando o percentual de ativação, nesse caso sendo superior aos 100% da ativação isométrica em pronação.

**Tabela 6** – Média dos valores não normatizados, dados em RMS, registrados durante as repetições com 80% da C.M.

	SUPINAÇÃO	PRONAÇÃO
BCL	752,97 ± 235,25	516,96 ± 129,47
BCC	844,77 ± 246,43	595,94 ± 154,73
BQ	633,5 ± 170,41	550,67 ± 123,19
BRR	660,88 ± 219,46	521,49 ± 149,47

**Tabela 7** – Valores, em RMS, dos registros eletromiográficos de cada sujeito estudado, durante a Fase 1

Fase 1	BCL	BCC	BQ	BRR
Caso 1	1464	933,8	831,1	1170
Caso 2	1586	1662	837,2	1586
Caso 3	1662	1748	650,2	620,8
Caso 4	1245	1438	847,5	786,9
Caso 5	825,7	1397	584	1007
Caso 6	798	1426	1362	1597
Caso 7	967	847,8	681,9	1266
Caso 8	913,5	1114	1061	747,2
Caso 9	410,8	884,8	665,7	601,1
Caso 10	763,5	541,7	495,5	454,4

**Tabela 8** – Valores, em RMS, dos registros eletromiográficos, de cada sujeito estudado, durante a Fase 2

Fase 2	BCL	BCC	BQ	BRR
Caso 1	247,6	415,4	413,8	866,3
Caso 2	327,3	505,9	652	327,3
Caso 3	1375	853,8	960,4	658,3
Caso 4	448,7	728,6	472,1	588,9
Caso 5	448,3	624,7	432,2	641,5
Caso 6	696,6	1288	834,6	1431
Caso 7	436,5	327,3	495,2	1013
Caso 8	1060	1497	979,4	756,6
Caso 9	314,7	260,9	541	323,6
Caso 10	250,2	458,3	312,6	449

**Tabela 9** – Valores, em RMS, dos registros eletromiográficos, de cada sujeito estudado, durante a Fase 3

Fase 3	BCL	BCC	BQ	BRR
Caso 1	810,9	754,7	479,1	879,1
Caso 2	623,1	724,7	454,2	623,1
Caso 3	791,8	806	539,9	478,3
Caso 4	666,1	857,7	830,2	511,3
Caso 5	603,5	717,7	417,9	833,6
Caso 6	705,1	920,8	805	921,4
Caso 7	626,3	979,4	595,5	928,1
Caso 8	1390	1458	915,4	675,7
Caso 9	613,5	620,3	630,8	361,6
Caso 10	699,4	608,4	667	396,6

**Tabela 10** – Valores, em RMS, dos registros eletromiográficos, de cada sujeito estudado, durante a Fase 4

Fase 4	BCL	BCC	BQ	BRR
Caso 1	504,2	492,7	399,3	637,3
Caso 2	467,5	526	488,7	467,5
Caso 3	569,4	613,1	622,3	437
Caso 4	499,5	649,5	818,2	524,9
Caso 5	427,9	615	401,2	686
Caso 6	665,9	856,2	579	794,6
Caso 7	341,3	442,7	540,6	541,4
Caso 8	786,7	852,5	631,7	457,4
Caso 9	412	448,3	497,5	307,4
Caso 10	495,2	463,4	528,2	361,4

Num primeiro momento os resultados obtidos foram analisados estatisticamente, concluindo que para um mesmo movimento não houve diferença significativa entre os músculos envolvidos nesse esforço.

Para que se pudesse verificar a atuação de um mesmo músculo, em momentos distintos, os resultados normalizados foram analisados, num segundo momento, comprovando que também não há diferença significativa para um mesmo músculo em momentos distintos, tanto em supinação como em pronação. Tabelas 11, 12, 13 e 14.

**Tabela 11** – Relação entre a atuação do BCL em supinação e pronação

	Mean	t	p
BCLsup	81,5 ± 40,1	-1,65	0,13
BCLpron	117,1 ± 52,6	"	"

**Tabela 12** – Relação entre a atuação do BCC em supinação e pronação

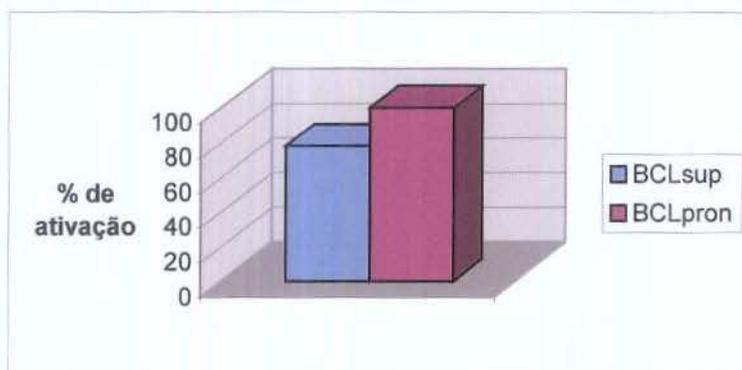
	Mean	t	p
BCCsup	77,5 ± 31,4	-1,62	0,13
BCCpron	101,4 ± 34,4	"	"

**Tabela 13** – Relação entre a atuação do BQ em supinação e pronação

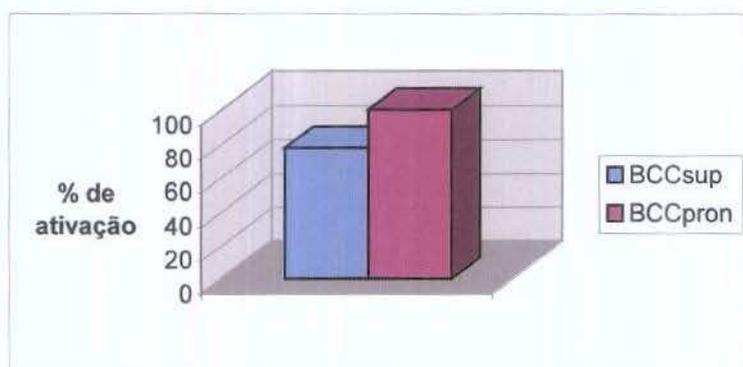
	Mean	t	p
BQsup	82,7 ± 24,0	-1,98	0,07
BQpron	100,6 ± 40,0	"	"

**Tabela 14** – Relação entre a atuação do BRR em supinação e pronação

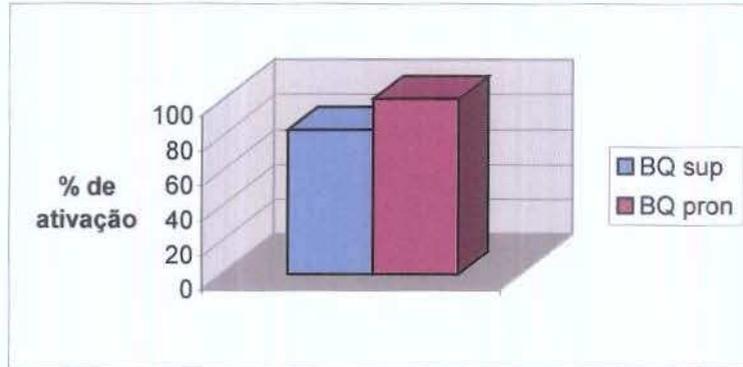
	Mean	t	p
BRRsup	70,8 ± 15,6	-0,95	0,36
BRRpron	82,4 ± 27,7	"	"



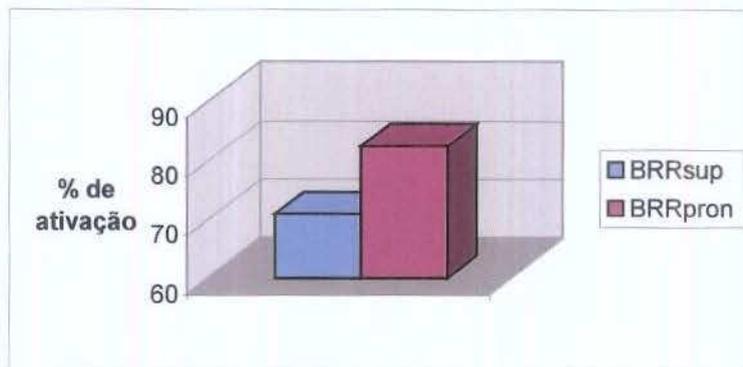
**Figura 16** - Relação entre a atuação do BCL em supinação e pronação



**Figura 17** - Relação entre a atuação do BCC em supinação e pronação



**Figura 18 -** Relação entre a atuação do BQ em supinação e pronação



**Figura 19 -** Relação entre a atuação do BRR em supinação e pronação

## **CONSIDERAÇÕES FINAIS**

## 5. Considerações finais

Ainda existem poucos estudos relacionados com a ação conjunta dos movimentos de flexão do cotovelo e supinação/pronação do antebraço. Dessa forma, foi realizada, neste trabalho, uma análise funcional da atuação dos músculos flexores do cotovelo perante as diferentes posições do antebraço.

Os resultados, expressos em RMS, mostraram uma atuação conjunta por parte desses músculos envolvidos no mesmo esforço. Primeiramente foram comparadas as ativações dos músculos entre si, ou seja, num mesmo momento, em supinação ou pronação. Não houve diferenças significativas, figuras 10 e 11, partindo das análises estatísticas, com nível de significância  $p < 0,05$ .

Num segundo momento, quando observadas as ativações de um mesmo músculo em diferentes momentos, conclui-se que também não houve diferenças significativas quando se mudava a posição do antebraço, figuras 16, 17, 18 e 19.

Alguns estudos citam a diferença na atuação dos músculos flexores do cotovelo conforme se varia as posições do antebraço. Como relatado acima, os músculos bíceps braquial e braquiorradial perdem sua eficiência mecânica quando o antebraço está em pronação. BOMPA et. al., 1990, afirmou que somente o músculo braquial não é afetado pela posição do antebraço. Sua linha de tração não varia com a rotação do antebraço, RASCH & BURKE, 1977.

Porém, no presente estudo, o principal determinante na atuação dos músculos estudados foi a carga utilizada nos movimentos, e não a posição do antebraço. A utilização de uma carga de alta intensidade, 80% C.M., fez com que não houvesse distinção significativa na ação muscular.

Segundo Basmajian, 1976, o bíceps braquial desempenha um papel escasso ou nulo na flexão, na conservação da flexão do cotovelo e na ação antagonista durante a extensão, quando o antebraço está em pronação, ainda que o braço sustente uma carga. Porém BEEVOR, descrito pelo mesmo autor, afirmou que o bíceps não entra em ação durante a flexão, em pronação, até que a resistência exceda a 1800 g pelo menos. As cargas utilizadas nesse estudo, excedendo a 1800 g, ratificam o experimento de BEEVOR, confirmando não só a atuação do bíceps braquial como a de todos os músculos estudados, exigindo uma maior solicitação de unidades motoras para contrapor-se a carga imposta.

Com relação a eficiência da posição do antebraço para a realização do exercício não restam dúvidas que em supinação o movimento é favorecido. Nessa posição um maior nível de força é atingido perante a eficiência dos músculos flexores do cotovelo.

RASCH & BURKE, 1977, *apud* BANKOV e JORGENSEN, 1969, relatam que o torque desenvolvido com o antebraço em pronação foi de aproximadamente 82 por cento daquele desenvolvido com o antebraço em supinação, e que investigações anteriores, realizadas sobre a elevação de halteres, tinham chegado à conclusão de que um indivíduo podia sustentar, aproximadamente, dois terços do peso com os antebraços em pronação do que quando os tinha em supinação.

Posteriores estudos deverão ser realizados para analisar a influência das diferentes cargas sobre os movimentos de flexão da articulação do cotovelo, em supinação e pronação.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BANKOFF, A.D.P. *Investigação eletromiográfica da ação conjugada dos músculos grande dorsal e peitoral maior nos movimentos natatórios*. Piracicaba; 1977. Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicada/UNICAMP.

BANKOFF, A.D.P. FONSECA NETO, D.R. ZAGO, L.C. *Estudo Eletromiográfico dos músculos peitoral maior (porção esternal) e deltóide (porção média) em movimentos seqüenciais utilizados no voleibol*; In: ANNUAL CONGRESS OH THE EUROPEAN COLLEGE OF SPORT SCIENCE, 8., 2003, Salzburg, Áustria. **Resumo**... Salzburg, Áustria, 2003.

BASMAJIAN, J.V. Extremidad superior. In: *Electrofisiologia de la accion muscular*. Argentina: Buenos Aires, 1976.

BOMPA, T.O. BURNS, J. HEBBELINCK, M. *Mechanical efficiency of the elbow flexors in rowing*. Am. J. of Phisyc. Med. & Rehabil., v. 69, n. 3, p.140-143, 1990.

BUCHANAN, T.S. ALMADE, D.P.J. LEWIS, J. RYMER, W.Z. *Characteristics of synergic relations during isometric contraction of human elbow muscles*. J. Neurophysiol., v. 56, n.5, p. 1225-1241, 1986.

CALAIS-GERMAIN. *Anatomia para o movimento*. 1992.

CALDWELL, G.E. LEEMPUTTE. *Elbow toques and EMG patterns of flexor muscles during different isometric tasks*. Electromyogr. Clin. Neurophysiol, v. 31, p. 433-445, 1991.

CRUZ, C. F. *Estudo Eletromiográfico dos músculos bíceps femoral (porção longa), semitendinoso e gastrocnêmio no ciclismo: comparação entre pedal de encaixe e pedal de presilha*. Campinas; 1998. Monografia de graduação – Faculade de Educação Física/UNICAMP.

DELAVIER, F. *Guia dos movimentos de musculação, abordagem anatômica*. 3ª edição. 2002.

EI-Abd, M.A.R. IBRHIM, I.K. DIETZ,V. *Impaired activation pattern in antagonistic elbow muscles of patients with spastic hemiparesis: contribution to movement disorder*. Electromyogr. Clin. Neurophysiol.,v. 33, p. 247-255, 1993.

FENG, C.J. MAK, A.F.T. *EMG analysis of voluntary elbow movements in subjects with spasticity.* Electromyogr. Clin. Neurophysiol. v. 38, p. 393-404, 1998.

FUNK, D.A. AN, K.N. MORREY, B.F. DAUBE, J.R. *Electromyographic analysis of muscles across the elbow.* J. Orthop. Res., v. 5., p. 529-538, 1987.

PÉRÈS, G. MATON, B. *Validity of the muscle equivalent concept in human muscular isometric contractions at different elbow angles.* Electromyogr. Clin. Neurophysiol., v. 27, p. 135-143, 1987.

GERDLE, B. ERIKSSON N.E. BRUNDIN L. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. V.30, p. 483-489, 1990.

GRAY, H. *Anatomia.* 29ª edição. 1977.

GUYTON, A.C. *Fisiologia humana.* 6ª edição. 1985.

HAGBERG, M. JONSSON, B. *The relation between myoelectric activity and muscle work in intermittent statical contractions.* Electromyogra. Clin. Neurophysiol. v. 15. p. 253-258, 1975.

HALL, S.J. *Biomecânica básica.* 1993.

HALL, S.J. *Biomecânica básica.* 3ª edição. 2000.

HAMILL, J.H. *Biomechanical Basis of Human Movement.* 1995.

HÉBERT, L.J. DE SERRES, S.J. ARSENAULT, A.B. *Cocontraction of the elbow muscles during combined tasks of pronation-flexion and supination-flexion.* Electromyogr. Clin. Neurophysiol. v. 31, p. 483-488, 1991.

KASSER, R.J. LEHR, R.P. *Electromyographic frequency response of the biceps brachii in an isometric contraction to fatigue.* Electromyogr. Clin. Neurophysiol. v. 19, p. 175-181, 1979.

LEHMKUHL, L.D. SMITH, L.K. *Cinesiologia clínica*. 4ª edição. 1989.

LEME, M. A. A. *Estudo eletromiográfico do músculo deltóide (porções anterior, médio e posterior) em indivíduos treinados em musculação*. Piracicaba; 1991. Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

MACHADO, A. *Neuroanatomia funcional*. 1977.

MAHN, P. A. *Estudo eletromiográfico em alguns músculos do ombro e do músculo bíceps do braço*. Piracicaba; 2000. Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

McARDLE, W.D. KATCH, F.I. KATCH, V.L. *Fundamentos de fisiologia do exercício*. 2ª edição. 2002.

MOJICA, J.A.P. YAMADA, Y. NAKAMURA, R. *Effect of warning signal on reaction time and EMG activity of the biceps brachii muscle in elbow flexion and forearm supination*. Tohoku J. Exp. Med., v.154, p.375-380, 1998.

MORAES, A.C. *Resposta eletromiográfica do músculo iliocostal lombar e abordagem da pressão intradiscal da coluna lombar*. Campinas; 1999. Doutorado – Faculdade de Educação Física/UNICAMP.

NAITO, A. SHIMIZU, Y. HANDA, Y. ICHIE, M. HOSHIMIYA, N. *Functional anatomical studies of the elbow movements. I. Electromyographic (EMG) analysis*. Okajimas Fol. Anat. JPN., v.68, n.5, p.283-288, 1991.

NASCIMENTO, F.A.O. CARMO, J.K. ROCHA, A.F. *Análise eletromiográfica de atividades aquáticas*. Brasília; 1999. Faculdade de Tecnologia, Faculdade de Educação Física/UNB.

O' DONNEL, R.D. RAPP, J. BERKHOUT, J. ADEY W.R. *Autospectral and coherence patterns from two locations in the contracting biceps*. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. v.13, p.259-269, 1973.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. *Consulation on Obesity.*, Genebra, 3-5 de Junho de 1997.

PALASTANGA, N. FIELD, D. ROGER, S. *Anatomia e Movimento Humano, estrutura e função*. 3ª edição. 2000.

RASCH, P.J. BURKE, R. K. *Cinesiologia e Anatomia aplicada. A ciência do movimento humano*. 5ª edição. 1977.

RASCH, P.J. *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*. 7ª edição. 1989.

RIACH, C.L. REID, J.G. *An electromyographic study of weight-bearing at the elbow joint*. Can. J. Appl. Spt. Sci., v.5, n. 4, p.220-225, 1980.

SEYFERT, S. KUNKEL. *Analysis of muscular activity during voluntary contraction of different strengths*. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. v.14, p. 323-330, 1974.

SOUSA, G. C. *Estudo eletromiográfico da ação simultânea dos músculos bíceps do braço, braquial, braquiorradial e tríceps do braço, nos movimentos de flexão e extensão do antebraço, na posição semipronada e em diferentes cargas e ângulos*. Piracicaba; 1996. Mestrado - Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

SOUSA, G.C. *Estudo eletromiográfico da ação simultânea de músculos flexores e extensores do antebraço pronado e supinado, em diferentes cargas e ângulos*. Piracicaba; 1998. Doutorado - Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

VERRI, E. D. *Estudo eletromiográfico da influência dos músculos bíceps e tríceps do braço e braquiorradial, nas diferentes posições articulares do ombro*. Piracicaba; 2001. Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

WIERZBICKA, M.M. CROS, D.P. and LOGIGIAN, E.L. *Effect of agonist load on fastest muscle contractions in human elbow flexors*. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. v.38, p.349-354, 1998.

**ANEXOS**

**ANEXO 1**

**CONSENTIMENTO FORMAL**

**PROJETO DE PESQUISA:** ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS FLEXORES DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO NO BANCO "LARRY SCOTT", NAS POSIÇÕES SUPINADA E PRONADA, EM SUJEITOS TREINADOS EM MUSCULAÇÃO

**RESPONSÁVEL PELO PROJETO:** Marcel Seiki Gushi

**ORIENTADORA:** Profª Drª Antonia Dalla Pria Bankoff

**LOCAL DE DESENVOLVIMENTO DO PROJETO:** Laboratório de Eletromiografia e Análise Postural – Faculdade de Educação Física – Departamento de Ciências do Esporte – UNICAMP.

Eu \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_ anos de idade, RG \_\_\_\_\_ residente na rua (av.) \_\_\_\_\_ nº \_\_\_\_\_ cidade \_\_\_\_\_ estado \_\_\_\_\_ voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado. É de meu conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica e objetiva estudar a participação dos músculos flexores da articulação do cotovelo nas posições supinada e pronada.

Estou ciente de que antes do início das avaliações funcionais a serem realizadas no Laboratório de Eletromiografia e Análise Postural, serei submetido a uma avaliação que constará de dados da altura e peso corporal. Estou ainda ciente de que as informações obtidas serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem minha devida autorização. Essas informações, no entanto, poderão ser utilizadas para fins de pesquisa científica, desde que minha privacidade seja resguardada.

Li e entendi as informações precedentes, sendo que possíveis dúvidas que possam vir a ocorrer, poderão ser prontamente esclarecidas, bem como o acompanhamento dos resultados obtidos durante a coleta de dados.

Campinas, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2003

\_\_\_\_\_  
Voluntário

\_\_\_\_\_  
Marcel Seiki Gushi

\_\_\_\_\_  
Profª Drª Antonia Dalla Pria Bankoff

**Anexo 2 INTERPRETAÇÃO DOS VALORES DE ÍNDICE DE MASSA CORPORAL (IMC) E RESPECTIVO RISCO A SAÚDE (Organização Mundial da Saúde, 1997).**

(IMC) E RESPECTIVO RISCO A SAÚDE (Organização Mundial da Saúde, 1997).

IMC(kg/m <sup>2</sup> )	CLASSIFICAÇÃO	Risco para Saúde
< 18,5	Baixo Peso	Baixo a Moderado
18,5 – 24,9	Faixa Recomendável	Muito Baixo
25,0 – 29,9	Sobrepeso	Baixo
30,0 – 34,9	Obesidade grau 1	Moderado
35,0 – 39,9	Obesidade grau 2	Alto
> 40,0	Obesidade grau 3	Muito Alto

Fonte : Consultation on Obesity., Genebra, 3-5 de Junho de 1997.

### Anexo 3

O valor de RMS (root-mean-square) pode ser obtido pela equação:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\int_{t_i}^{t_f} f^2(t) dt}{t_f - t_i}}$$

ou numericamente

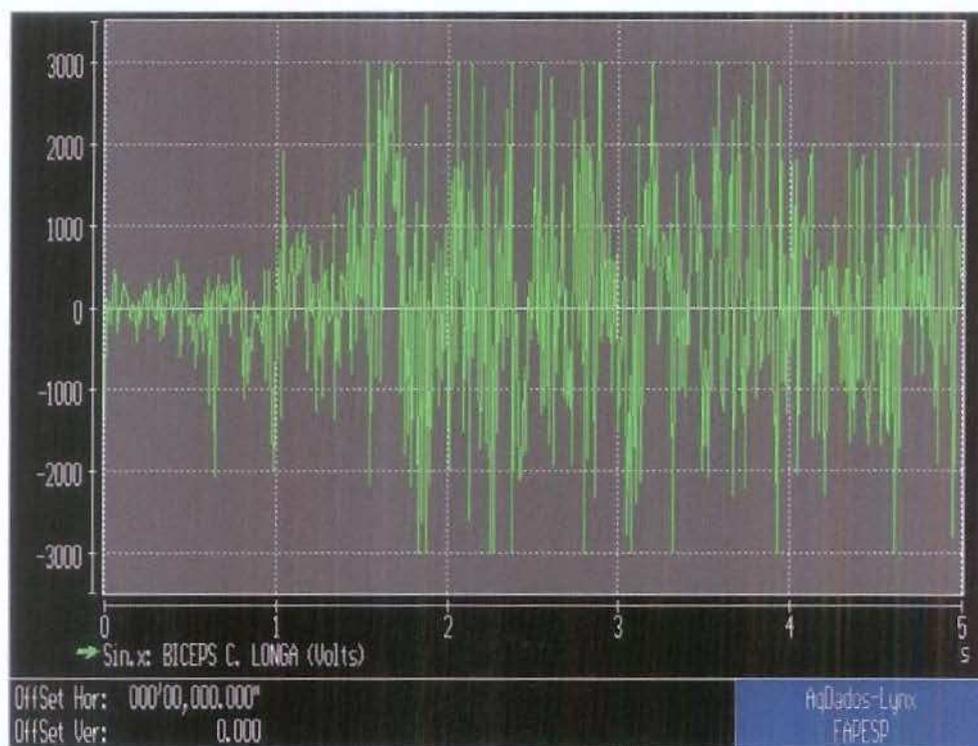
$$\text{RMS} \cong \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n a_k^2 - \frac{(a_1^2 + a_n^2)}{2}}{n}}$$

onde:

- n      número de amostras
- $a_k$     k-ésima amostra
- $\bar{a}$     média das amostras consideradas
- f(t)    função / sinal amostrado
- $t_i$     instante inicial
- $t_f$     instante final

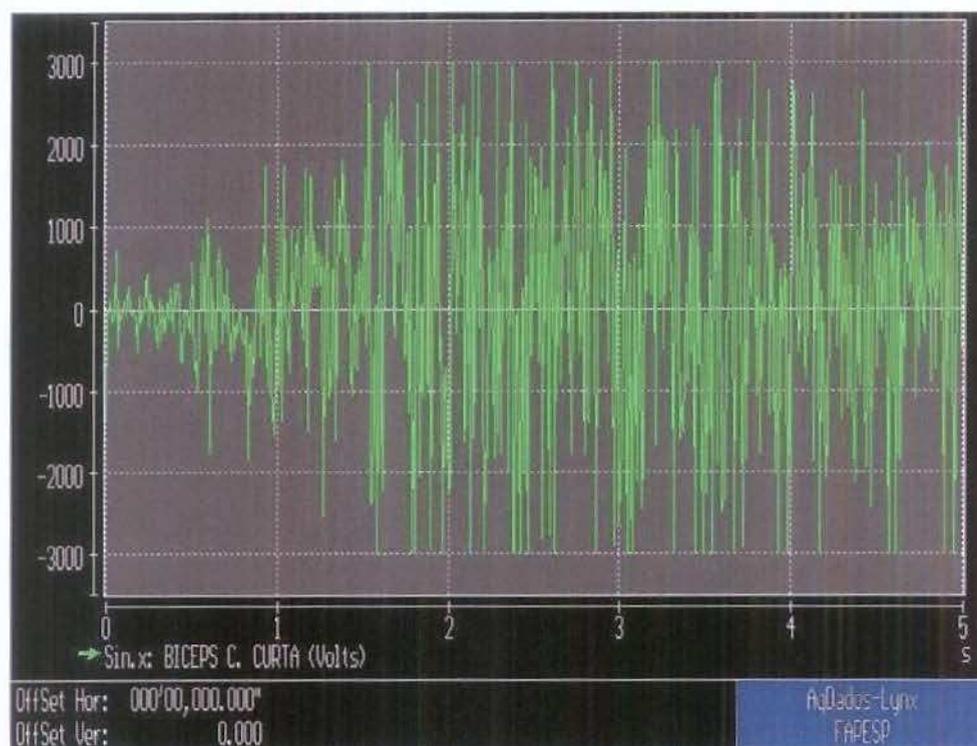
Fonte: MORAES, A.C. 1995.

## Anexo 4



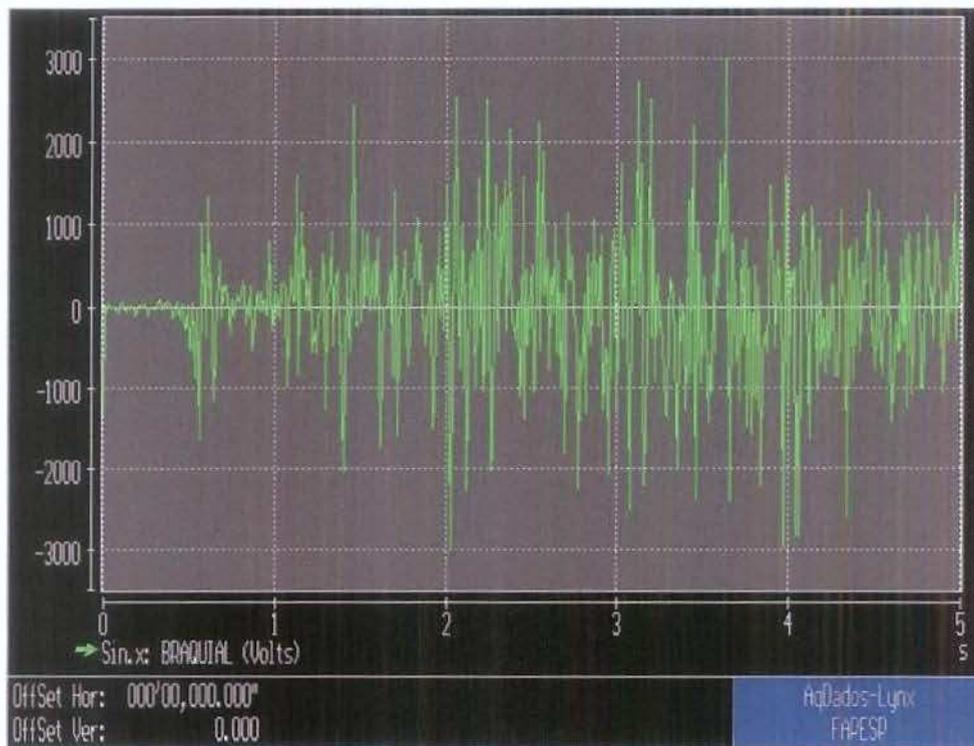
**Figura 20** - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)

## Anexo 5



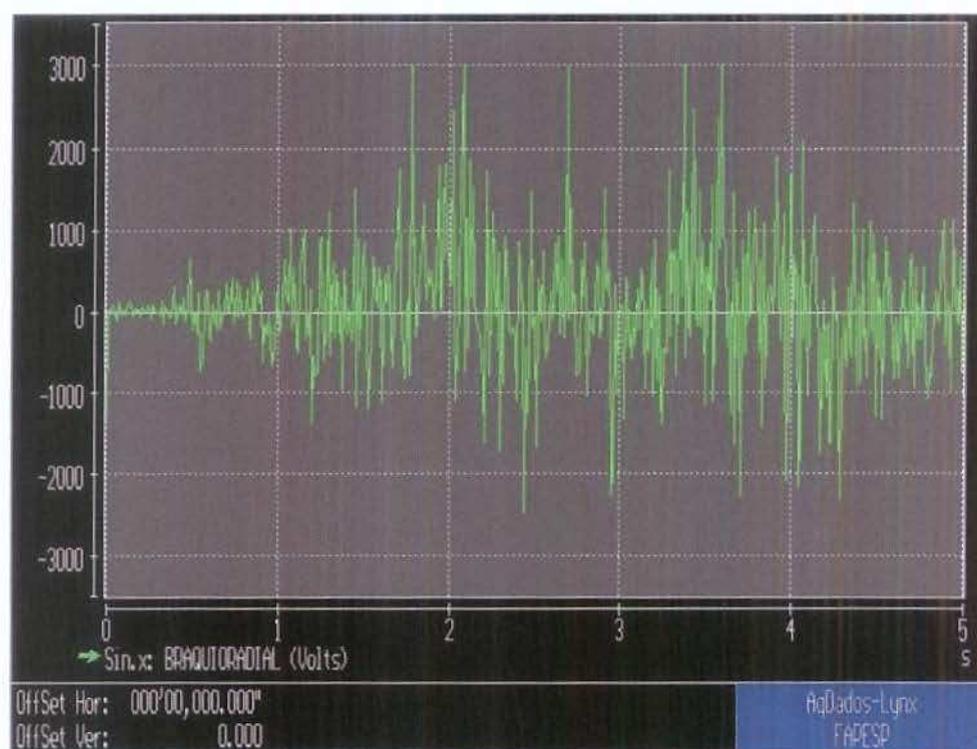
**Figura 21** - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)

## Anexo 6



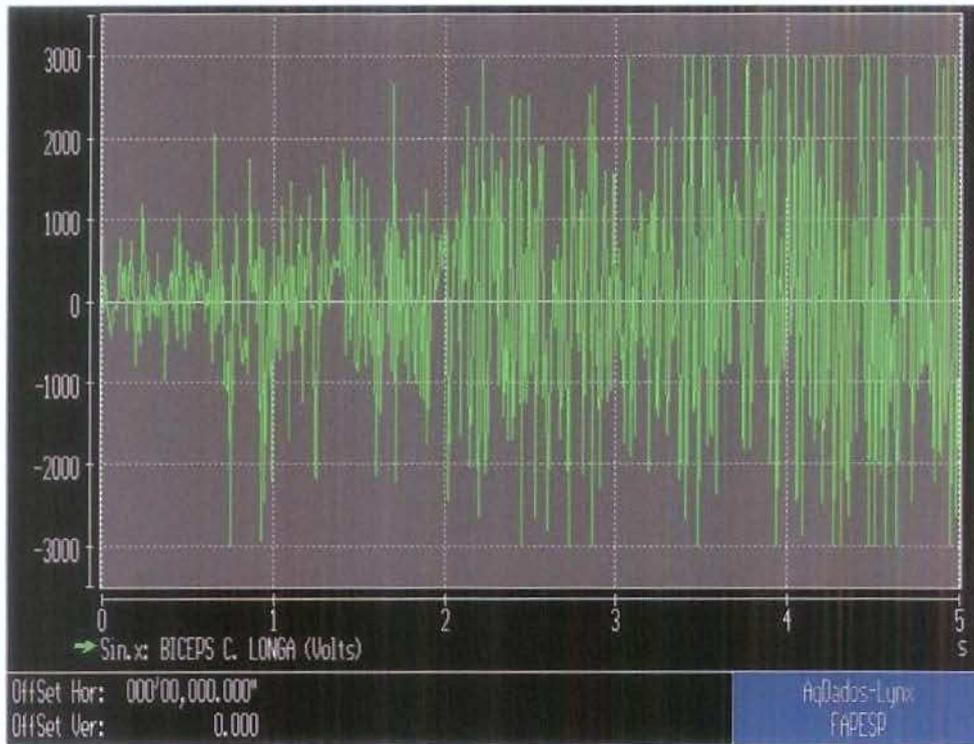
**Figura 22** - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)

## Anexo 7



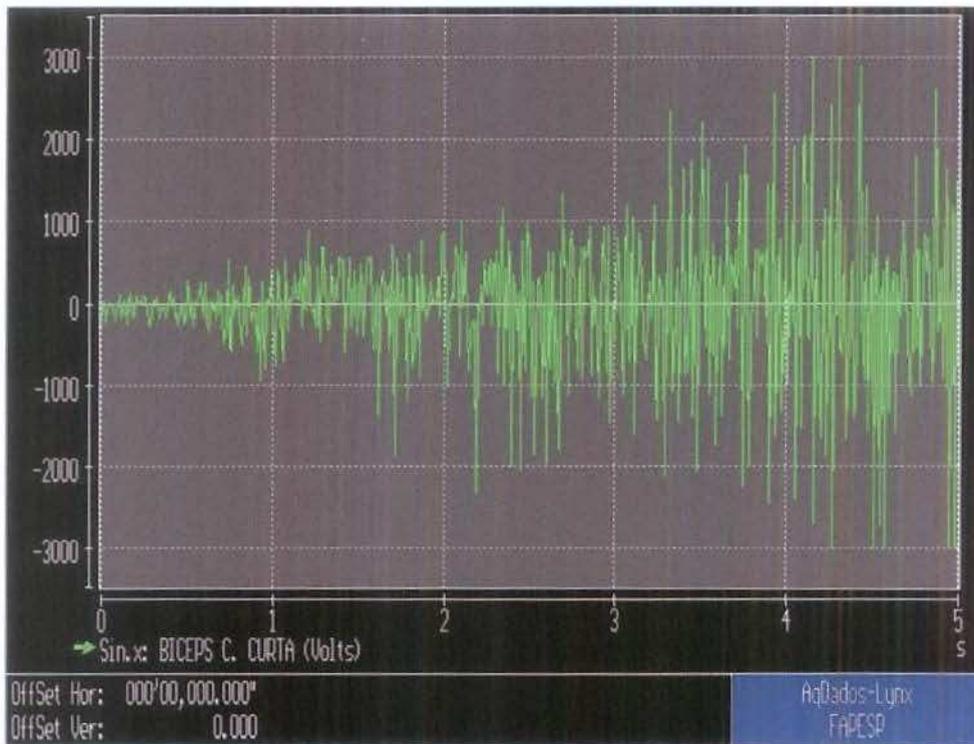
**Figura 23** - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante a máxima contração isométrica em supinação (Fase 1)

Anexo 8



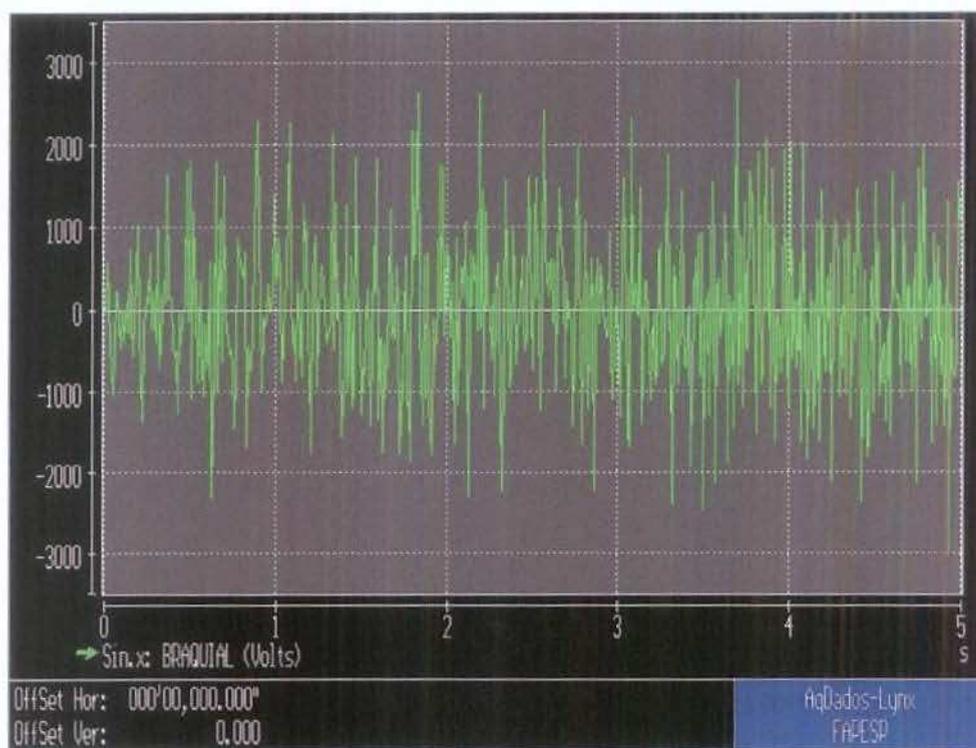
**Figura 24** - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)

Anexo 9



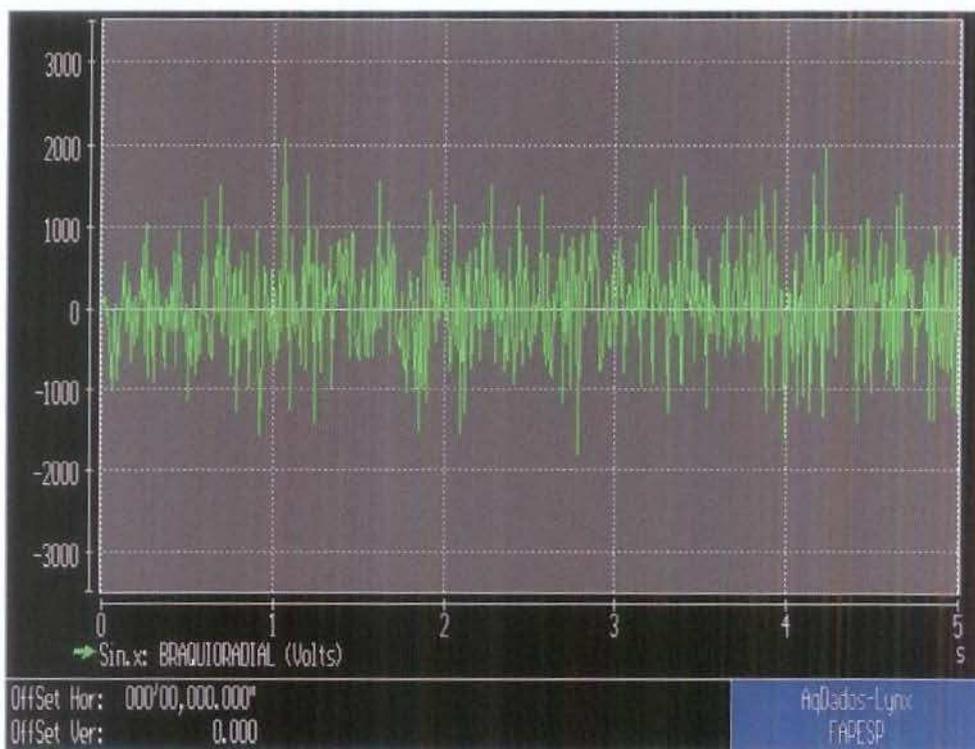
**Figura 25** - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)

## Anexo 10



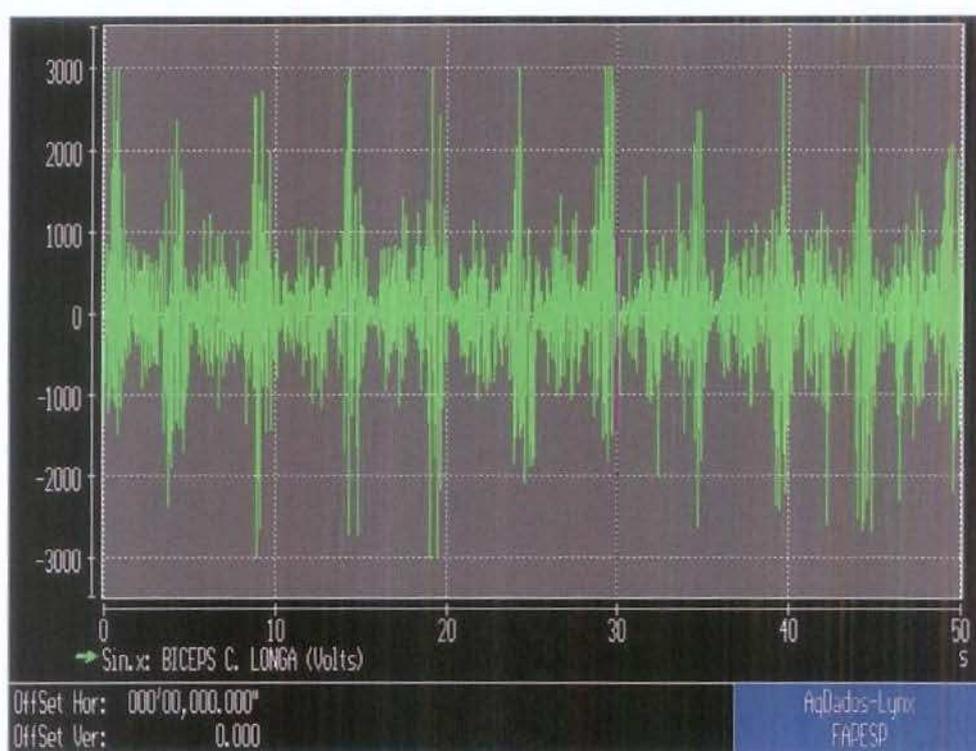
**Figura 26** - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)

## Anexo 11



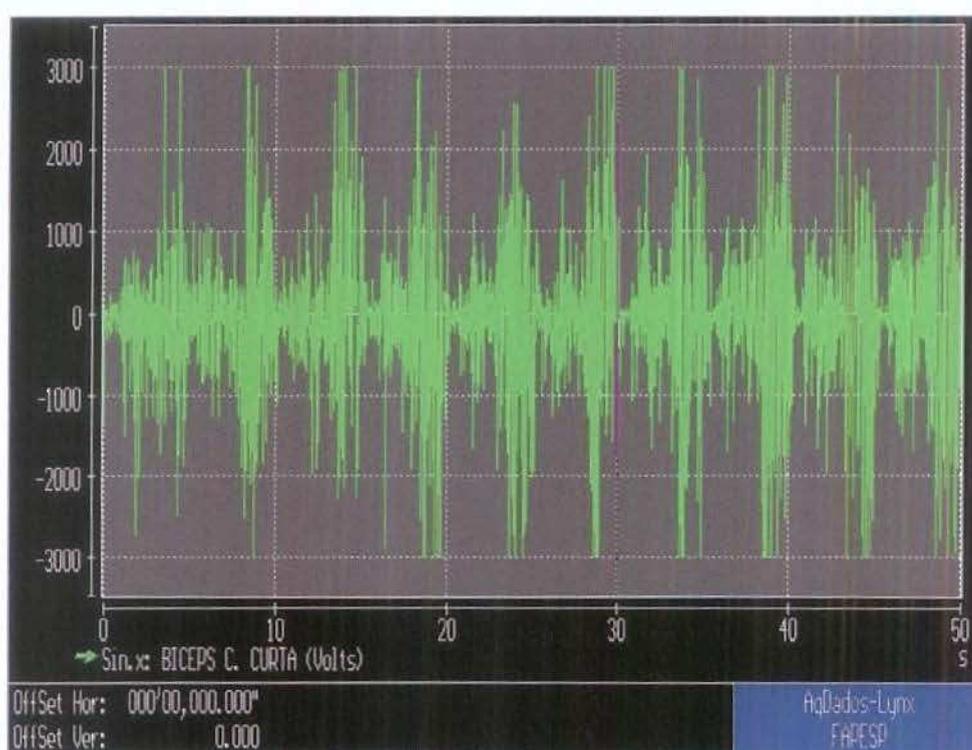
**Figura 27** - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante a máxima contração isométrica em pronação (Fase 2)

## Anexo 12



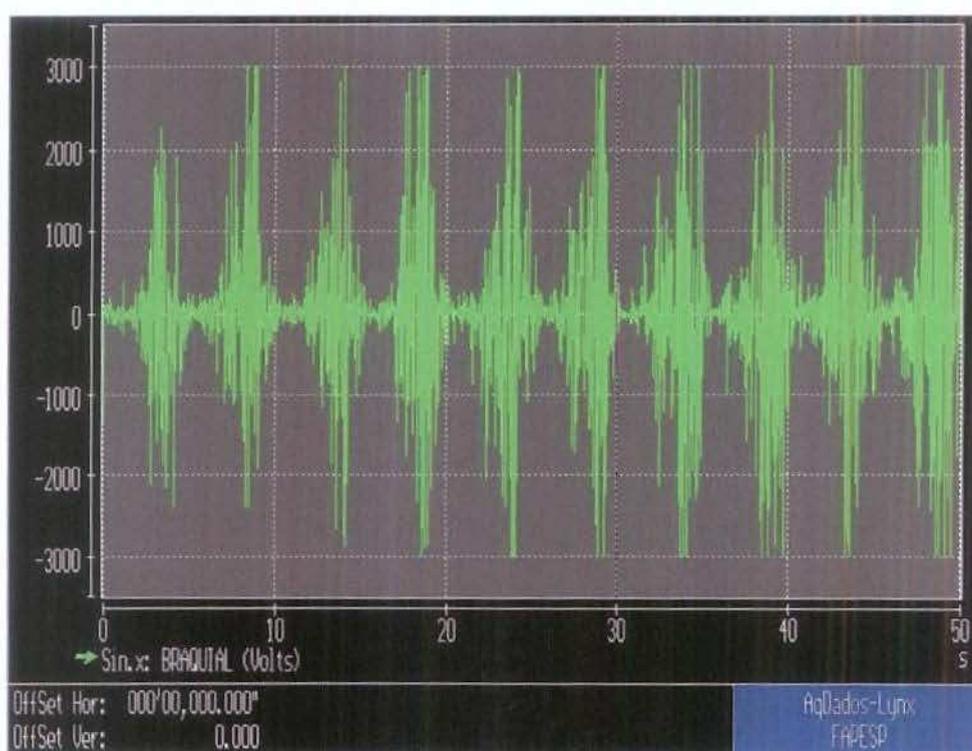
**Figura 28** - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante as dez repetições em supinação (Fase 3)

## Anexo 13



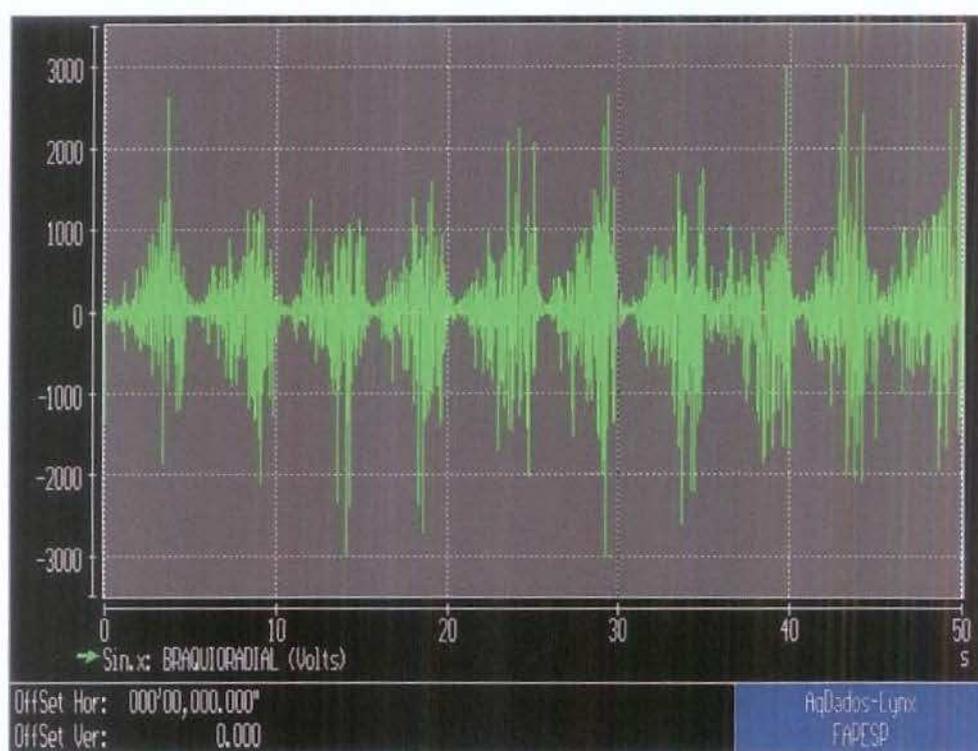
**Figura 29** - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante as dez repetições em supinação (Fase 3)

## Anexo 14



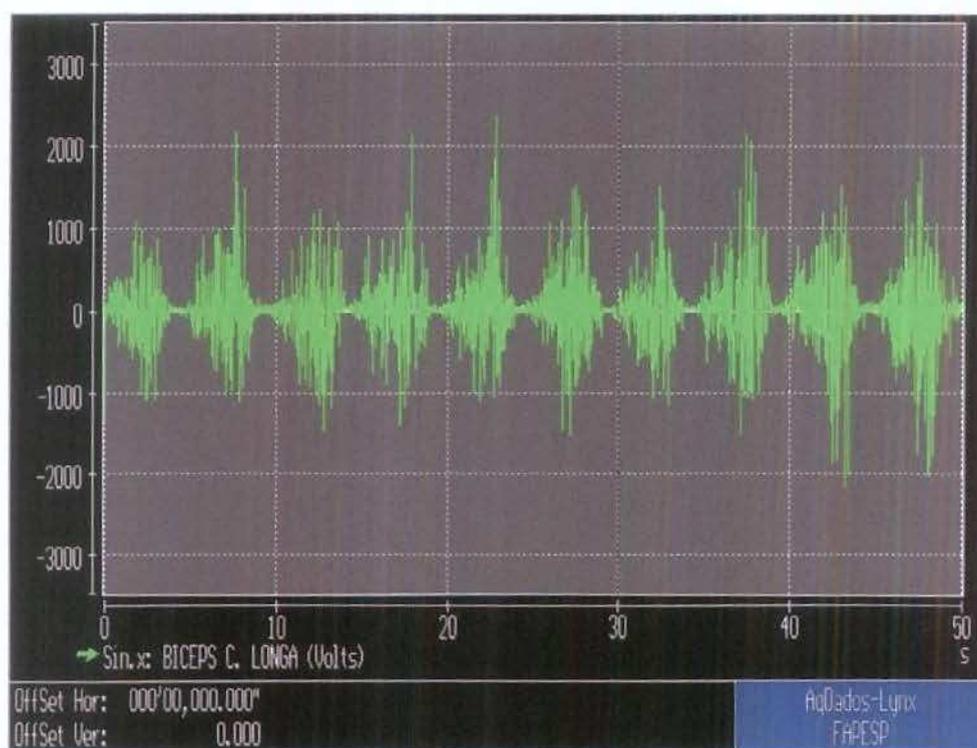
**Figura 30** - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante as dez repetições em supinação (Fase 3)

## Anexo 15



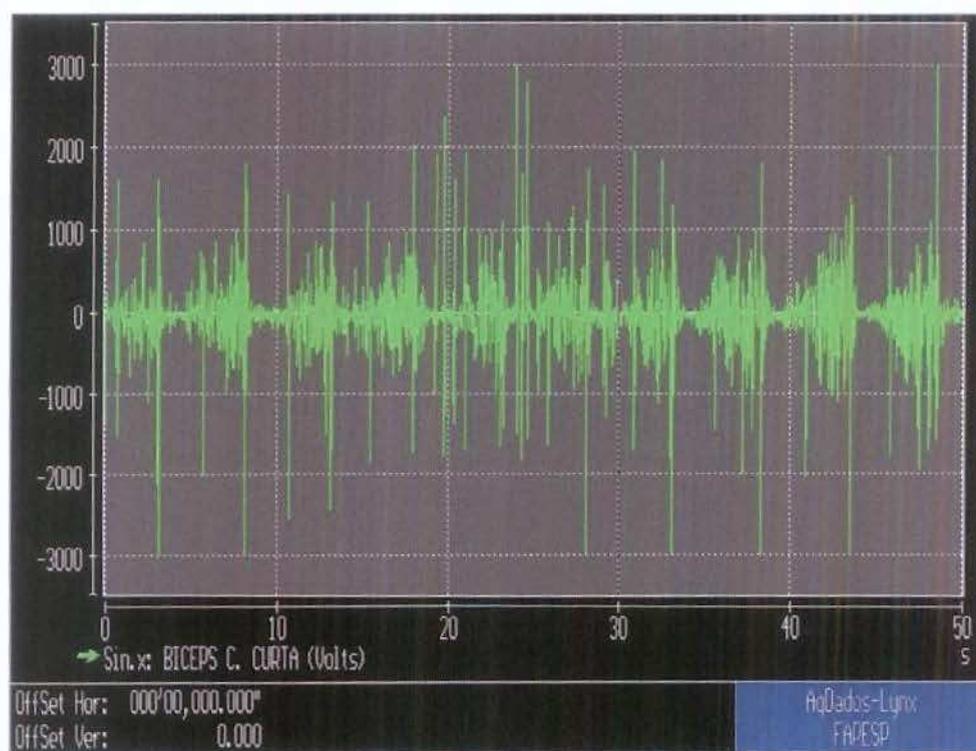
**Figura 31** - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante as dez repetições em supinação (Fase 3)

## Anexo 16



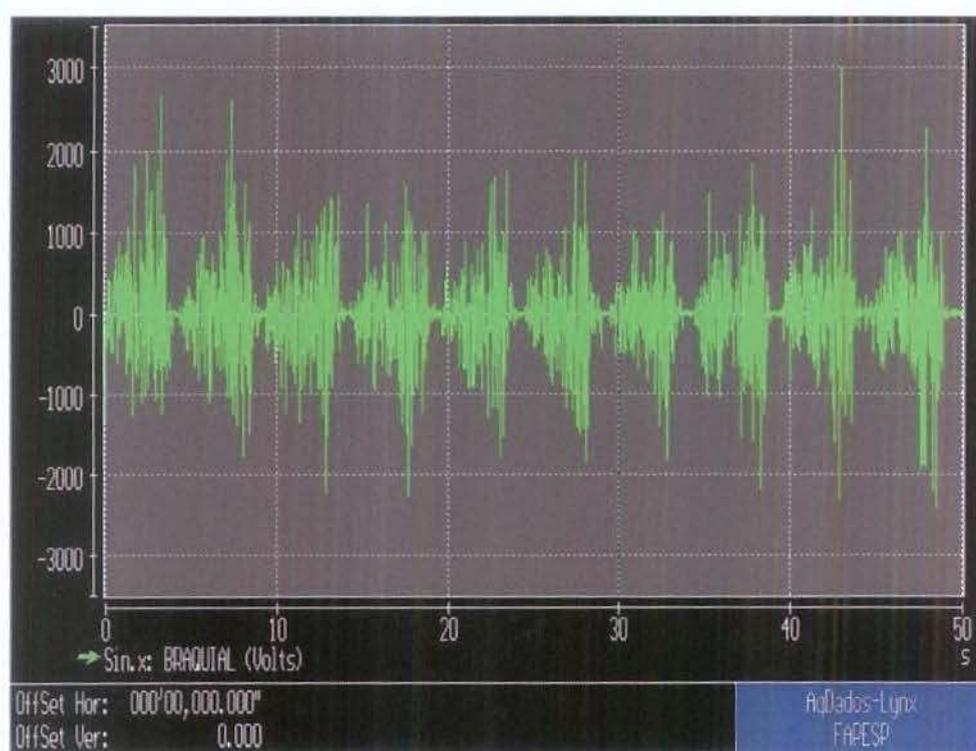
**Figura 32** - Registro Eletromiográfico do músculo BCL durante as dez repetições em pronação (Fase 4)

## Anexo 17

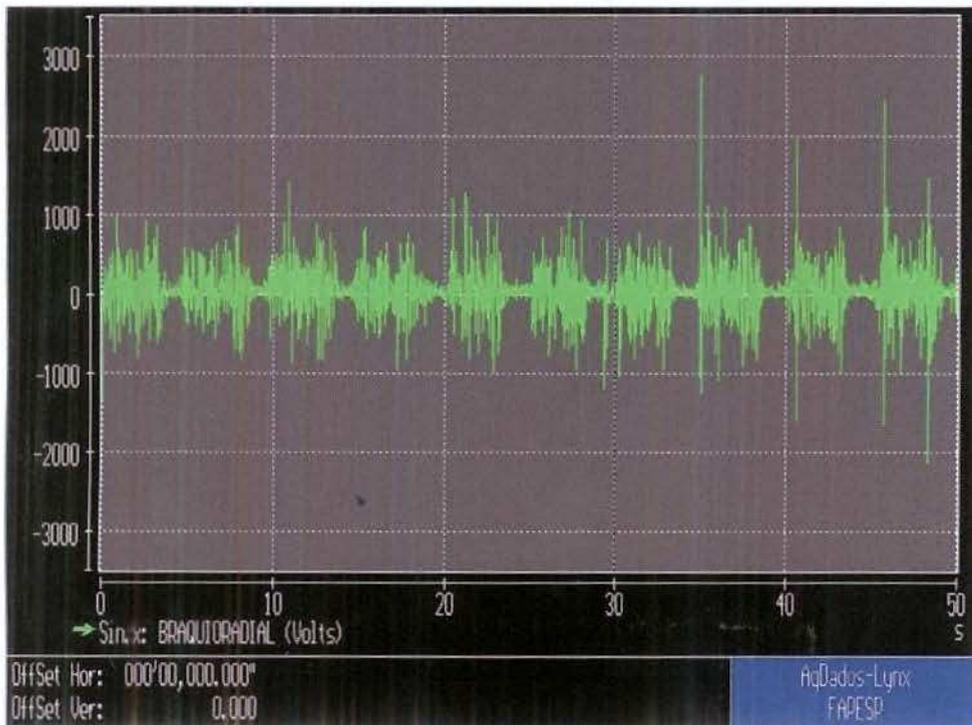


**Figura 33** - Registro Eletromiográfico do músculo BCC durante as dez repetições em pronação (Fase 4)

## Anexo 18



**Figura 34** - Registro Eletromiográfico do músculo BQ durante as dez repetições em pronação (Fase 4)



**Figura 35** - Registro Eletromiográfico do músculo BRR durante as dez repetições em pronação (Fase 4)