

ÉDSON DONIZÉTTI VÉRRÍ

B C

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DA INFLUÊNCIA DOS
MÚSCULOS BÍCEPS E TRÍCEPS DO BRAÇO E BRAQUIORRADIAL,
NAS DIFERENTES POSIÇÕES ARTICULARES DO OMBRO.**

Tese apresentada à Faculdade de -
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de “MESTRE
em Biologia e Patologia Buco-Dental”.

PIRACICABA
2001

i

ÉDSON DONIZÉTTI VÉRRÍ

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DA INFLUÊNCIA DOS
MÚSCULOS BÍCEPS E TRÍCEPS DO BRAÇO E BRAQUIORRADIAL,
NAS DIFERENTES POSIÇÕES ARTICULARES DO OMBRO.**

Tese apresentada à Faculdade de -
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
título de “MESTRE em Biologia e Patologia
Buco-Dental”.

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CCPG, 20/04/2001
Mathias Vitti
Assinatura do Orientador

Orientador Prof. Dr. Mathias Vitti

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Mathias Vitti
Profa. Dra. Marisa Semprini
Profa. Dra. Darcy de Oliveira Tosello

PIRACICABA
2001

Ficha Catalográfica

V612e Véri, Édson Donizétti.
Estudo eletromiográfico da influência dos músculos bíceps e tríceps do braço e braquiorradial, nas diferentes posições articulares do ombro. / Édson Donizétti Véri. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001. xvii, 55f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Mathias Vitti.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Exercício isométrico. I. Vitti, Mathias. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 06 de Fevereiro de 2001, considerou o candidato ÉDSON DONIZÉTTI VÉRRÍ aprovado.

1. Prof. Dr. MATHIAS VITTI

A handwritten signature in cursive script, reading "Mathias Vitti", written over a horizontal line.

2. Profa. Dra. MARISA SEMPRINI

A handwritten signature in cursive script, reading "Marisa Semprini", written over a horizontal line.

3. Profa. Dra. DARCY DE OLIVEIRA TOSELLO

A handwritten signature in cursive script, reading "Darcy de Oliveira Tosello", written over a horizontal line.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus, aos meus pais, à minha namorada e aos meus alunos, pela compreensão dos momentos ausentes e pela colaboração constante nas profícuas opiniões.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Mathias Vitti, Prof. Titular do Departamento de Morfologia Estomatologia e Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP, pela calma, serenidade e orientação segura e precisa desta Tese de Mestrado; pela amizade e habilidade no trato com seus semelhantes, permitindo evoluções mútuas.

Meu reconhecimento, respeito e agradecimento, a quem aprendi a estimar e respeitar, por seu profundo conhecimento científico, pelos ensinamentos e estímulo recebidos, durante todo o tempo da realização deste trabalho.

HOMENAGEM ESPECIAL

Ao amigo e “pai”, **Odair Alfredo Gomes**, Prof. Dr. do Departamento de Morfologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP) – Disciplina de Anatomia Humana, a quem devo o maior dos incentivos e o total apoio à minha carreira; pela sua sabedoria, paciência, dedicação, espírito de cooperação e conhecimento, marcas registradas de seu caráter profissional e pessoal.

Pela sua incansável disposição em ajudar, minha eterna gratidão e respeito.

HOMENAGEM ESPECIAL

À amiga e “irmã”, **Anamaria Siriani de Oliveira**, Profa. da Faculdade de Fisioterapia da Universidade de Araraquara (UNIARA) – Disciplina de Ortopedia e Reumatologia, a quem devo a maior participação e colaboração neste trabalho; paciência, espírito de cooperação e conhecimento, características do seu caráter profissional e pessoal.

Minha eterna gratidão e respeito, pela sabedoria, conhecimentos, e disposição de ajuda ao ser humano.

HOMENAGEM ESPECIAL

Ao amigo e “irmão mais velho”, **Carlos Roberto Hoppe Fortinguerra**, Prof. Dr. do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) – Disciplina de Anatomia, a quem devo a valiosa ajuda, paciência, dedicação, conhecimento e amizade.

Pela sua incansável disposição em ajudar, minha eterna gratidão e respeito.

HOMENAGEM ESPECIAL

Aos companheiros de viagem e amigos, **Carlos Alberto de Oliveira e Simone Cecilio HallaK Regalo**, Professores do Departamento de Morfologia da Faculdade de Fonoaudiologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP) – na Disciplina de Histologia e Anatomia Humana, a quem devo maior incentivo e apoio à minha carreira; pela paciência, amizade e carinho nos momentos de mais solidão vividos no caminho escolhido por nós.

Minha eterna gratidão e respeito, pela ajuda, colaboração e conhecimentos.

AGRADECIMENTOS

Ao **PROF. DR. HERMANO TAVARES.**, Magnífico Reitor da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP.

Ao **PROF. DR. ANTONIO WILSON SALLUM, DD.** da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP.

À **PROFA. DRA. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY**, digníssima Coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP.

À **PROFA. DRA. DARCY DE OLIVEIRA TOSELLO**, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Bucodental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP.

Aos **VOLUNTÁRIOS** pela disposição e desinteressada colaboração, sem os quais não seria possível a realização deste estudo.

À Universidade de Ribeirão Preto, na pessoa da sua Magnífica Reitora, **PROFA. ELMARA LÚCIA BONINI CORAUCCI**, pela oportunidade que nos foi concedida para a realização do Curso de Mestrado.

À União das Faculdades Claretianas de Batatais, na pessoa do seu Magnífico Reitor, **PROF. DR. PADRE SÉRGIO PIVA**, pela oportunidade que nos foi concedida para a realização do Curso de Mestrado.

Ao **PROF. DR. CINCINATO RODRIGUES SILVA NETTO**, ex-Chefe do Departamento de Morfologia da UNAERP, pela dedicação e incentivo.

À amiga **RENATA SOUSA RATTO**, angústias; lamentações, descontração e convívio, precedido de muito respeito e amizade; meu reconhecimento.

Aos amigos funcionários do Departamento de Morfologia da UNAERP, **RUBENS, FERNANDO, CHAN, ROSEMEIRE, CLÁUDIO, CAMILA E EDERMESON**, pelos momentos vividos com muito carinho, amizade e apoio, meu reconhecimento.

Aos **PROFESSORES** de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos recebidos.

Ao **PROF. DR. FAUSTO BÉRZIN**, pela amizade, carinho meu reconhecimento do seu grande valor como pesquisador e professor.

À **JOELMA MAGGI**, pela amizade, e carinho meu reconhecimento do seu valor como uma grande pessoa.

Aos Funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba em especial ao **JOÃO BATISTA**, à **MARIA APARECIDA E SUZETE**, pela amizade e apoio recebidos durante as atividades do Curso de Mestrado.

Aos engenheiros **VALTER LUÍS GARREFA** e **RODRIGO**, pela amizade, carinho e segura execução do processo de montagem do aparelho usado nos testes da tese.

Ao **PROF. SÉRGIO ARTHUR DE OLVEIRA CAMPOS**, pela amizade, carinho e segura execução da análise estatística.

A todas as pessoas que intimamente ligadas ao trabalho, e aquelas que mesmo à distância, acreditaram na minha caminhada, obrigado.

*“Todo conhecimento inicia-se na imaginação,
no sonho; só depois desce à realidade material e
terrena por meio da lógica”.*

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xvi
LISTA DE TABELAS	xvii
RESUMO	01
ABSTRACT	02
1. INTRODUÇÃO	03
2. REVISÃO DE LITERATURA	06
3. PROPOSIÇÃO	19
4. MATERIAL E MÉTODOS	20
5. RESULTADOS	35
6. DISCUSSÃO	43
7. CONCLUSÕES	50
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52
ANEXO	

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – Condicionador de sinais modelo MCS – V2 e computador 486.
- Figura 2 – Eletrodo diferencial e Eletrodo terra.
- Figura 3 – Estimulador elétrico modelo DUALPEX 961 18 canais.
- Figura 4 – Representação esquemática da colocação do eletrodo diferencial.
- Figura 5 – Célula de Carga.
- Figura 6 – Posicionamento A do voluntário no registro eletromiográfico.
- Figura 7 - Posicionamento B do voluntário no registro eletromiográfico.
- Figura 8 - Posicionamento C do voluntário no registro eletromiográfico.
- Figura 9 – Posicionamento da Célula de carga.
- Figura10 – Plataforma de madeira utilizada para o posicionamento do voluntário.
- Figura11 - Plataforma de madeira utilizada para o posicionamento do voluntário.
- Figura12- Representação Fotográfica dos músculos bíceps do braço e braquiorradial.
- Figura13 – Representação Fotográfica dos músculo tríceps do braço.
- Figura14- Registro do sinal eletromiográfico bruto no posicionamento A do Voluntário.
- Figura15 - Registro do sinal eletromiográfico bruto no posicionamento B do Voluntário.
- Figura16 - Registro do sinal eletromiográfico bruto no posicionamento C do Voluntário.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados médios de altura e comprimento dos seguimentos antebraço e braço.

Tabela 2 – Valores brutos de RMS nos posicionamentos A, B e C do voluntário.

Tabela 3 - Valores médios de força nos posicionamentos A, B e C do voluntário.

Tabela 4 – Valores médios de RMS brutos do músculo bíceps do braço

Tabela 5 - Valores médios de RMS brutos do músculo braquiorradial .

Tabela 6 - Valores médios de RMS brutos do músculo Tríceps do braço

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estudar a influência dos músculos bíceps do braço (cabeças curta e longa), braquiorradial e tríceps do braço (cabeças lateral, longa e medial), na atividade flexora do antebraço em diferentes posições articulares do ombro. Foram testadas contrações isométricas de flexão do antebraço semipronado a 90° com flexão de ombro a 90°, ombro neutro e ombro a 90° de abdução. Foram estudados dez voluntários jovens, do sexo feminino, com idades de 20 a 30 anos, e destros. Todos os voluntários eram não treinados e sem história de doença neuromuscular ou articular. Os registros foram obtidos, utilizando-se um eletromiógrafo computadorizado modelo MCS – V2 da *Lynx Electronics Ltda.* com módulo condicionador de sinais de 16 canais, e placa A/D modelo CAD 12/36 da *Lynx Electronics Ltda.* de 12 bites de resolução de faixa dinâmica, filtro do tipo *Butterworth*, de passa-baixa de 509 Hz, de passa-alta de 10,6 Hz, ganho 10 vezes e frequências de amostragem de 1.000 Hz; software *Aqdados* versão 4,16 da *Lynx Electronics Ltda.* para apresentação dos sinais de diferentes canais simultaneamente e tratamento do sinal (valor de RMS, média, mínimo, máximo, e desvio padrão). Os sinais eletromiográficos foram captados por eletrodos de superfície ativos diferenciais de superfície (*Lynx Electronics Ltda.*). Os valores de RMS obtidos foram submetidos à análise estatística no programa *GraphPad InStat*, versão 3,01, *Free Demo*. Os dados foram testados quando a normalidade de distribuição pelo teste de *Kolmogorov-Smirnov*, e as comparações entre as médias de RMS foram feitas pelos testes ANOVA e *Kruskal-Wallis*. A correlação de Pearson foi usada para estabelecer uma relação entre a força de contração registrada e o sinal eletromiográfico de cada um dos músculos estudados. Através destes testes, os resultados mostraram que nos músculos estudados, não houve diferenças estatísticas para a atividade eletromiográfica e força de contração isométrica causada pela variação do posicionamento articular do ombro. Os valores de correlação de Pearson mostraram, para os flexores do antebraço, maior correlação no posicionamento neutro do ombro, enquanto o valor médio de RMS do músculo tríceps foi mais correlacionado com a força registrada com a articulação do ombro posicionada em 90° de abdução. O músculo tríceps do braço age em cocontração para proteger e estabilizar as articulações do cotovelo e do ombro durante os registros da contração isométrica de flexão do antebraço em esforço máximo. A variação dos comprimentos dos músculos biarticulares não foi suficiente para alterar os níveis de força e do sinal eletromiográfico, nas contrações isométricas de flexão do antebraço, combinadas com a semipronação e as variações dos posicionamentos articulares do ombro, sugerindo uma maior contribuição destinada à estabilização das articulações do cotovelo e do ombro.

Palavras-chaves: Eletromiografia, músculos bíceps do braço, braquiorradial, tríceps do braço, isométrico, torque.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the influence of biceps braquialis, braquiorradial, and triceps braquialis on the flexion activity at different positions of the shoulder joint. It was observed the isometric semipronate elbow flexion contractions with anatomical position of the shoulder, 90° shoulder flexion and 90° shouder abduction. Ten healthy female young volunteers, right-handed and no-trained were evaluate. The registers of electromyographic and force output were acquired by a 12 bit A/D converter board with a sample frequency of 1000 Hz, Butterworth filter with low-pass of 509 Hz and high-pass of 10,6 HZ (model CAD 12/36 of Lynx Electronics Ltda.), and gain of 1000 times. The Aqdados software 4.16 version (Lynx Electronics Ltda) was used to present and analyze the different signals simultaneously (RMS, mean, standard deviation, maximum, minimum values). The electromyographic signals were detected with a differential bipolar surface electrode (Lynx Electronics Ltda.) over the muscle belly placed between a motor point and the tendon insertion. The force output was measured with a load cell. In all trials, the load cell was positioned with it alignment perpendicular to the limb. The RMS and force mean values were statistically evaluated by the GraphPad InStar, 3,01 Free Demo version. The data were tested with Kolmogorov-Smirnov normal distribution test, and the mean RMS and force comparison were performed by ANOVA and Kruskal-Wallis tests. The Pearson correlation was used to establish a relationship between RMS and force values for each of the studied muscles. The results showed that no statistical differences were found to electromyographic activity and force output in the isometric elbow flexion contractions caused by the variation of the shoulder position. The Pearson correlation values showed that greater correlation for the flexor muscles occurred at 90° of the shoulder abduction, while the greater correlation for the triceps braquialis occurred at anatomical shoulder position. The triceps braquialis muscle act in cocontraction to protect and stabilize the shoulder and elbow joints during the isometric elbow flexion contractions in maximum effort. The length variation of the biarticular muscle by the shoulder variation in the isometric elbow flexion contractions combined with semipronation was not enough to alter the force levels of the force output and electromyographic signals. This suggest that the greater contribution of the contraction of the studied muscles was destined to stabilization of the shoulder and elbow joints.

Key-words: electromyography, biceps braquialis, braquiorradial, triceps braquialis, isometric torque.

INTRODUÇÃO

A relação entre a eletromiografia (EMG) e a tensão muscular tem sido estudada desde **1952** por **LIPPOLD** e continua a ser objeto de muitas pesquisas. Geralmente é aceito que há uma relação direta entre a atividade EMG e o esforço muscular, mas esta relação precisa ser discutida em termos de comprimento muscular e tipo de contração.

A eletromiografia, por representar o registro do potencial de ação de unidade motora, pode apresentar de alguma forma, uma correlação com os fenômenos internos e, por conta disso, alguns trabalhos têm sido realizados na tentativa de esclarecer a relação eletromiográfica com repostas da força muscular (**AMADIO, 1996**).

LIPPOLD (1952); EDWARDS & LIPPOLD (1956), propõem uma relação linear entre a tensão e a EMG integrada. O grau de inclinação linear, ou grau de não linearidade, parece variar com o músculo testado, com a posição articular ou comprimento muscular, com o posicionamento dos eletrodos, e com o método de mensuração da força (**WOODS & BIGLAND-RITCHIE, 1983**).

De VRIES, (1962), afirma que foi demonstrado que a força isométrica de um músculo é sempre maior que a desenvolvida por uma contração dinâmica ou isotônica.

Sabendo-se que os músculos respondem eletromiograficamente de forma diferente quando se modifica a postura, a amplitude articular, o tipo de contração, a concentração de carga e a velocidade de execução do movimento (**PORTNEY in Sullivan et al, 1993**), os métodos de EMG quantitativa têm sido aplicados na avaliação de muitos exercícios, já que esta ferramenta é capaz de determinar a melhor atividade em um padrão muscular (**PERLMAN et al,1999**).

Os tratados de anatomia descrevem o músculo bíceps do braço como um flexor do braço e do antebraço e supinador da mão (**TESTUT & LATARJET, 1944, DUCHENNE, 1949; LLORCA, 1959; KELLEY, 1971; WELLS, 1971; LOCKHART, HAMILTON, FYFE, 1972; GRAY & GOSS, 1973; KENDALL et al , 1973; MOORE, 1990; SPENCE, 1991; DANGELO & FATTINI, 1998**). O músculo bíceps do braço é um músculo superficial localizado no compartimento anterior do braço, apresentando um papel importante na dinâmica do membro superior e , por sua disposição e inserção é considerado um músculo de potência.

Na flexão do braço com o cotovelo estendido e a mão semipronada, **BIERMAN & YAMSHON (1948); BASMAJIAN & LATIF (1957); FURLANI (1976) e BASMAJIAN (1978)** concluíram que ambas as porções do músculo bíceps do braço são ativas e que a maior atividade registrada foi sempre na porção longa.

Segundo **BASMAJIAN & De LUCA (1985)**, a posição semipronada do antebraço tem sido descrita como a posição natural do antebraço, sua posição de repouso e a posição de grande influência para muitas funções do membro superior.

Assim, uma proposta metodológica que considere os atuais conhecimentos sobre a captação, registro, processamento, e procedimento de normalização da atividade eletromiográfica, pode contribuir para um melhor entendimento da participação dos músculos bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço na contração de flexão do antebraço com diferente posicionamento articular do ombro

A utilização de aparelhos, tanto para realização de exercícios de fortalecimento muscular em indivíduos clinicamente normais, quanto para exercícios terapêuticos (Isométrico e Isotônico) em indivíduos com alguma disfunção, tem se tornado uma rotina em clínicas e se faz necessário uma orientação para que não ocorra nenhum prejuízo de estruturas do corpo, como por exemplo, os ligamentos, a cápsula articular e estruturas músculo-tendíneas. Porém, a literatura ainda apresenta uma escassez de informações sobre o comportamento dos músculos bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço, durante a flexão do cotovelo em diferentes posturas do ombro, desconsiderando, especialmente, o caracter biarticular do músculo bíceps do braço e sua maior complexidade biomecânica.

REVISÃO DA LITERATURA

Para fornecer informações descritivas dos músculos e dos posicionamentos articulares estudados, esta revisão de literatura foi dividida em três etapas. A primeira, uma abordagem anatômica e funcional, usando os tratados de anatomia, a segunda, referente aos artigos específicos levantados e selecionados de uma ampla revisão de cinesiologia, finalmente a terceira etapa, atribuída a trabalhos e referências eletromiográficos sobre a função dos músculos: bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço.

ABORDAGEM ANATÔMICA

Músculo bíceps do Braço

Topograficamente o músculo bíceps do braço localiza-se no face anterior do braço, que também é composto pelos músculos braquial, parte do coracobraquial, vasos braquiais, e os nervos mediano e ulnar. É um músculo longo e fusiforme ,originando-se por duas cabeças: a cabeça curta, por um tendão espesso e achatado do ápice do processo coracóide, juntamente com o músculo coracobraquial, a cabeça longa origina-se do tubérculo supraglenoidal na margem superior da cavidade glenoidal, e se continua com a orla glenoidal (GRAY,1979).

Suas ações seriam flexão do braço, do antebraço e supinação da mão, sendo que a cabeça longa traciona o úmero para a cavidade glenóide, reforçando a articulação do ombro, **DUCHENNE, (1949); LLORCA, (1959), ERHART (1969), KELLEY, (1971); WELLS, (1971); LOCKHART, HAMILTON & FYFE (1972); GRAY & GOSS, (1973); KENDALL et al,(1973). GRAY(1979), HOLLINSHEAD & ROSSE (1991), DÂNGELO & FATTINI(1998).**

MÚSCULO BRAQUIORRADIAL:

O músculo braquiorradial é fusiforme, está situado na borda lateral do antebraço e é o responsável pelo seu contorno arredondado, desde o cotovelo até à base do polegar. A posição deste músculo indica que ele é um flexor do antebraço e que seu braço de alavanca é longo, mas seu ângulo de tração é muito pequeno. Esses dois fatores demonstram que, ela possui uma vantagem mecânica maior que a do bíceps. **GRAY (1979)**, revelou que o músculo braquiorradial é o mais superficial no lado radial do antebraço e forma a borda lateral da fossa ulnar, é um flexor do antebraço.

MÚSCULO TRÍCEPS DO BRAÇO:

O músculo tríceps do braço, origina-se por três cabeças (lateral, longa e medial), daí o seu nome. A cabeça longa origina-se no tubérculo infraglenoidal da escápula. A cabeça lateral na face posterior do úmero acima do sulco para o nervo radial, e a cabeça medial na face posterior do úmero

abaixo do sulco para o nervo radial, tendo como inserção à face posterior do olécrano da ulna. Sua ação está ligada à extensão do antebraço, sendo a cabeça medial ativa em todas as formas de extensão, e as cabeças lateral e longa, entretanto, são mínimas, exceto quando o antebraço age contra resistência **(GRAY, 1979)**.

REVISÃO CINESIOLÓGICA

LEHMKUHL & SMITH (1989), descrevem que o cotovelo é uma articulação estruturalmente estável e que contém três juntas dentro de uma única cápsula articular: a articulação umeroulnar que permite a flexão e a extensão, a articulação radioulnar proximal, que permite a pronação e a supinação, e a articulação umeroradial que permite o deslizamento. Os dois graus de liberdade servem para posicionar a mão em posição de rotação do antebraço e aumentar ou diminuir a distância da mão em relação ao ombro. O cotovelo também é importante na elevação do corpo, como nos exercícios de barra fixa e flexão. **LATARJET & LIARD (1993)**, relataram que quando o músculo bíceps do braço está apoiado na escápula, torna-se flexor do antebraço sobre o braço, e quando o seu ponto de apoio está no antebraço erguido em posição vertical, este músculo aproxima o ombro e braço do antebraço. **MOORE (1990)** relata que o músculo braquiorradial pode ser considerado, funcionalmente um flexor puro do antebraço, entretanto ações de potencia e velocidade com maior proveito quando o antebraço está na posição semipronada; também apresenta a função de flexor do antebraço sobre o braço **(LATARJET & LIARD, 1993)**. Nestes estudos os autores descrevem que os

músculos bíceps do braço e tríceps do braço agem antagonicamente, mas frequentemente são solicitados a contraírem simultaneamente, como ao se usar uma chave de fenda a posicionar um parafuso. O músculo tríceps estende ou estabiliza o cotovelo na posição desejada, enquanto o músculo bíceps supina o antebraço. Esta ação pode ser confirmada pela palpação. A contração do bíceps e tríceps, também, ocorre quando um punho é cerrado firmemente. Neste caso eles agem simultaneamente para estabilizar o cotovelo. Todavia a atividade do músculo tríceps do braço durante a contração voluntária máxima do antebraço, com posicionamento diferente do ombro ainda não foi estudada.

Segundo **BIERMAN & YAMSHON (1948)**; **SLAUGHTER (1958)** e **BASMAJIAN (1978)** existe atividade do músculo bíceps do braço no movimento de extensão do braço com o cotovelo estendido e contra resistência.

MILLES, MORTENSEN & SULLIVAN, (1947), analisaram o músculo bíceps do braço durante a flexão do antebraço partindo da extensão total, com o membro pendente e em supinação, achando-se potencial de ação perfeitamente regulares e que eram maiores com carga de 1 quilo e ,também, quando aumentava a velocidade. Mantendo-se em flexão, registrou potenciais semelhantes aos do movimento na cabeça curta deste músculo, porém na cabeça longa, potenciais menores foram obtidos nesta posição. Outro fator capaz de atuar na ação do músculo bíceps do braço na posição da mão foi quando ocorreu a mudança de pronação para supinação do antebraço.

RASCH & BURKE (1977), relataram que o músculo bíceps do braço atua como motor primário na flexão do antebraço e, acessório na supinação da mão.

Os menores potenciais de ação foram registrados com a mão em pronação ou quando movida da supinação para a pronação (**MILLES et al, 1947; SLAUGHTER, 1958; SETTINERI & RODRIGUES, 1974; MACCONAILL & BASMAJIAN (1977); BASMAJIAN (1978); GRAVEL & SIMARD (1982) KÖRNER et al, 1984**), comprovaram inatividade do músculo bíceps do braço na maioria dos indivíduos durante a supinação do antebraço estendido. Quando a supinação foi fortemente resistida observaram atividade na totalidade dos casos. Na flexão do antebraço em pronação, os potenciais eram menores e sobretudo variáveis de caso para caso e no mesmo indivíduo, variáveis de um para o outro registro. Novos estudos destes mesmos autores, agora com a colaboração de **GREEN et al (1950)**, mostraram gradual aumento de amplitude dos potenciais durante o primeiro terço da flexão, em supinação, e menor aumento em pronação. Foi notado que a manutenção do cotovelo fletido exige esforço diferente do músculo bíceps, parecendo que no ângulo de 135° o esforço é maior.

Na flexão do braço com o cotovelo estendido e a mão em semipronação, **BIERMAN & YAMSHON (1948); BASMAJIAN & LATIF (1957); FURLANI (1976) e BASMAJIAN (1978)** concluíram que ambas as porções do músculo bíceps do braço são ativas e que a maior atividade registrada foi sempre na porção longa.

Segundo, **BOARO & VITTI (1993)**, o músculo bíceps do braço quando o membro superior se encontra em flexão 90° e supinação, permanece inativo, ocorrendo atividade com carga em praticantes de halterofilismo. Já na flexão de 90° do membro superior em supinação com ou sem carga, houve predomínio de atividade do músculo bíceps do braço nos praticantes do halterofilismo. Na flexão do antebraço, em supinação, com e sem carga, o

músculo bíceps do braço apresentou atividade, sendo a maior ocorrência nos halterofilistas. Flexão dos dois antebraços em supino e sem carga, a atividade do músculo bíceps do braço variou de fraca a moderada nos dois grupos, com carga houve maior atividade no grupo dos halterofilistas.

BIERMAN & YAMSHON (1948), estudaram o músculo bíceps do braço, em exercício sem carga e com carga de 2 libras, e observaram os potenciais de ação desse músculo, a fim de determinar sua função, em 3 posições do antebraço (pronação, supinação), e a posição semipronada. Utilizaram um oscilógrafo de 2 canais, com registro de pena, empregado para eletroencefalografia e modificado pela colocação de borrachas no braço das canetas, e eletrodos de superfície, também usados para eletromiografia. Os autores verificaram que o bíceps do braço age como flexor do antebraço nas posições de supinação, pronação ou semipronação. Na posição semipronada, a cabeça curta do bíceps do braço trabalhou com potenciais mais fracos, em relação à cabeça longa. A contração do bíceps do braço usualmente ocorre em toda a flexão do antebraço e a amplitude dos potenciais de ação aumenta progressivamente durante o movimento, nos testes realizados com os voluntários na posição ereta. Na fase inicial da extensão do antebraço completamente fletido potenciais de ação podem, às vezes, serem constatados no músculo bíceps do braço. É possível que o bíceps encurte antes que o tríceps do braço estenda, e desta maneira inicie a extensão. Uma outra explicação seria a contração simultânea dos antagonistas.

REVISÃO DA ELETROMIOGRAFICA:

O trabalho pioneiro brasileiro que traz uma revisão da literatura sobre eletromiografia cinesiológica intitulado: “Aspectos da arquitetura e ação dos músculos estriados, baseados na eletromiografia” (SOUSA , 1958/1959).

A eletromiografia é o estudo da função muscular através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo (BASMAJIAN & De LUCA, 1985). Segundo PORTNEY in Sullivan et al (1993) é essencial o estudo da atividade da unidade motora, atualmente empregada na avaliação de doença neuromuscular ou traumatismo, também como instrumento cinesiológico para o estudo da função muscular.

Referência obrigatória nos estudos eletromiográficos e cinesiológicos são BASMAJIAN & De LUCA (1985), os quais, em revisão de literatura, apresentaram vários aspectos funcionais da articulação do cotovelo. Através dessa abordagem, acreditavam que o músculo bíceps do braço, braquial e braquiorradial, precisavam ser melhor entendidos quando suas funções integradas são relacionadas. Encontraram que o bíceps do braço é geralmente ativo durante a flexão, e na flexão semipronada do antebraço, quando uma carga é levantada (1Kg). O músculo braquial é requisitado para fletir o antebraço em todas as posições, porque sua linha de tração não é alterada. No passado, o músculo braquiorradial havia sido descrito como um flexor, atuando com melhor eficiência, na posição semipronada do antebraço. Todas as observações sugerem fortalecimento dos músculos bíceps do braço, braquial e o braquiorradial e diferem em suas atividades quando da flexão nas três posições do antebraço (pronação, supinação, semipronado). Entretanto, os três músculos atuam com força máxima quando uma carga for levantada durante a flexão do antebraço semipronado. Sobre o tríceps do braço, a cabeça

longa esteve surpreendentemente inativa durante a extensão do antebraço, sem levar em consideração a posição do indivíduo ou membro. A cabeça medial, entretanto, esteve sempre ativa e parece ser o extensor primário do antebraço. A cabeça lateral mostrou alguma atividade. Contra resistência as duas cabeças são recrutadas. Por isso, podemos comparar a cabeça medial do músculo tríceps do braço ao do braquial, o qual conhecemos como sendo “cavalo de força” dos flexores do antebraço, e a cabeça medial seria “cavalo de força” dos extensores do antebraço.

SULLIVAN et al. (1950), estudaram a atividade das duas cabeças do músculo bíceps do braço, nos movimentos de flexão e extensão, sem carga e com carga de 1 e 2Kg, com o antebraço nas posições supinado e pronado. Os eletromiogramas demonstraram defleções que começavam próximo ao início do movimento e continuavam durante toda a movimentação do antebraço. Nos movimentos sem carga, o padrão da deflexão revelou aumento gradual na amplitude, durante os primeiros graus do movimento. Quando a carga de 1 ou 2 Kg foi adicionada, resultou num amplitude mais acentuada, na metade do registro.

BASMAJIAN & LATIF (1957), analisaram a ação simultânea dos músculos bíceps do braço (ambas cabeças), braquial e braquiorradial, em 20 adultos jovens, normais, durante movimentos de flexão, extensão, manutenção cotovelo a 135°, pronação e supinação do antebraço, sem carga e com carga (um peso de ferro) 2 libras. Os registros simultâneos foram conseguidos com 4 eletrodos bipolares de agulha concêntrica. Os resultados mostraram convincentes evidências de que os movimentos produzidos pelos músculos bíceps do braço, braquial e braquiorradial, têm excelentes relacionamentos

entre si e indicaram uma ordem geral do comportamento desses músculos na maioria dos indivíduos.

A cabeça longa do bíceps do braço mostrou maior atividade na maioria dos indivíduos durante a flexão do antebraço.; o músculo bíceps do braço é um flexor do antebraço semipronado quando o movimento é realizado contra uma resistência. O músculo braquial é ativo durante a flexão do antebraço sobre todas as condições e, geralmente ativo, durante a maior parte dos movimentos e posturas articulares. Ele é um flexor por excelência, sendo considerado o “Cavalo de Força” da flexão do antebraço. O músculo braquiorradial ajuda na ação dos dois músculos citados anteriormente, durante a flexão rápida do antebraço ou quando sustenta uma carga durante a flexão, especialmente, na semipronação do antebraço. Ele é uma reserva usada quando um movimento rápido ou forte é requisitado. Todos os três músculos atuam simultaneamente, com ótima atividade, quando se segura um peso durante a flexão e semipronação. A atividade antagonista dos músculos durante a extensão do antebraço mostrou padrão variável, com o músculo braquial geralmente ativo. Durante a extensão rápida, os três músculos mostraram, “uma curta, porém forte” atividade, que está presente em todos os músculos estudados, porém, mais pronunciada no músculo bíceps do braço, o que, provavelmente, é um resultado da reflexão protetora da extensão.

SOUSA, MORAES & VIEIRA,(1961), estudaram o músculo braquiorradial durante a pronação e supinação livre e resistida, com o antebraço estendido, fletido 90°, apoiado em um suporte, e na flexão do antebraço, com a mão nas posições de supinação, pronação e semipronação. Em todos os pacientes o músculo permaneceu inativo durante os movimentos de pronação e supinação livres e resistidos, com o antebraço em completa

extensão ou fletido 90°, e apoiado no suporte. A atividade do músculo braquiorradial foi registrada apenas durante a flexão do antebraço. Esta atividade foi constante na flexão com o antebraço em supinação e praticamente constante com o antebraço em pronação e supinação. Portanto, o músculo braquiorradial apresenta-se como sendo apenas um flexor do antebraço, com pequenas variações individuais e não participa nos movimentos rotatórios.

TRAVILL (1962), desenvolveu um estudo do aparelho extensor do antebraço. Os registros foram obtidos simultaneamente das cabeças lateral, longa e medial do tríceps do braço e ancônio, com o indivíduo em pé, durante a extensão simples do antebraço enquanto o braço estava em cada uma das posições seguintes: flexão completa do ombro; pendurado verticalmente na posição semipronada; em completa extensão do ombro e, 90° de abdução. A investigação confirmou que as cabeças do músculo tríceps do braço contraem independentemente durante a extensão do antebraço. A cabeça medial e o ancônio estão sempre ativos e as cabeças lateral e longa, para uma extensão lenta agem como auxiliares.

SETTINERI & RODRIGUES (1974), realizaram um estudo de contração isométrica e isotônica dos músculos bíceps do braço, braquial e tríceps do braço, em movimento de flexão e extensão do antebraço com o cotovelo apoiado sobre uma mesa, para avaliar a ação motora agonista e antagonista dos músculos flexores e extensores do antebraço. Utilizaram um registrador eletrofisiológico com nove canais de registro e eletrodo de fio flexível. As determinações foram diversificadas pelo modo de aplicação da carga 2Kg a ser deslocado. Ora esta carga era aplicada diretamente sobre a mão, ora por meio do uso de uma roldana. A cabeça lateral do tríceps do braço

apresentou contração excêntrica em todos os casos de flexão do antebraço contrariando o que se esperava, um relaxamento do mesmo. Durante a extensão do antebraço observaram leve contração excêntrica da cabeça curta do bíceps do braço, sendo que no braquial ocorreu levíssima contração excêntrica, enquanto o esperado, nestes casos, seria o relaxamento dos mesmos. Nos casos de flexão resistida, observaram contração intensa da cabeça lateral do tríceps do braço, quando o esperado era o relaxamento da mesma porção do músculo. Nos casos de extensão resistida, levíssima contração do músculo bíceps do braço e leve do braquial, quando era esperado o relaxamento.

Le BOZEC et. al. (1980), registraram simultaneamente, a atividade das três cabeças do tríceps do braço e do ancônio a fim de estudar a sinergia dos músculos extensores do antebraço durante a extensão voluntária do mesmo, executada em várias velocidades contra diferentes inércias. Segundo os autores, a excitação das três cabeças do tríceps do braço aumenta linearmente com o trabalho externo. Afirmam ainda que os músculos extensores do antebraço não entram em funcionamento simultaneamente, e que a cronologia da atividade muscular depende da velocidade e inércia.

RIACH & REID (1980), investigaram o papel dos músculos bíceps do braço, braquial e cabeça medial do tríceps do braço, específicos na manutenção da articulação do cotovelo em total extensão, em situação estática e suportando um peso. Os voluntários foram testados sem carga e com carga de 2, 4, 8, 12, 16 e 20 Kg, para os homens e 2, 4, 8 e 12 Kg para as mulheres. Quatro posições foram estudadas: pronação, relaxamento livre ou posição natural, semipronado e supinação. A cabeça medial do tríceps do braço, em geral não estava ativa ou ligeiramente ativa na posição semipronada ou

posição natural, afirmam que um aumento na atividade muscular produz um aumento de força.

STEWART et. al. (1981), analisaram o padrão de recrutamento dos músculos bíceps do braço (cabeça curta e longa), braquiorradial e pronador redondo, durante movimentos controlados. As posições utilizadas foram: pronação, supinação e semipronação. Os tempos de realização dos movimentos e a resistência utilizada, foram variados. Os autores evidenciaram que o bíceps do braço (cabeça curta e longa), apresentara comportamento semelhante durante todos os testes. Os maiores potenciais foram produzidos pelos movimentos mais rápidos (4 segundos) e com resistência máxima (3 Kg). Para o músculo braquial, a posição do antebraço não afetou significativamente os níveis eletromiográficos. Os picos de atividade foram registrados na flexão máxima, aproximadamente a 120°. Em movimentos mais lentos, os níveis de atividades foram os mesmos, quando as resistências foram trocadas. Na avaliação da atividade do músculo braquial, não houve evidências que mostraram altos níveis de atividade com o antebraço na posição semipronada. Nas combinações de resistências, tempo e posição do antebraço, o maior nível de atividade registrado ocorreu no ponto de flexão máxima, aproximadamente a 120°.

BUCHANAN et. al. (1986), estudaram os músculos bíceps do braço, braquial, braquiorradial, tríceps do braço (cabeça lateral e medial), supinador e pronador redondo, para avaliação das sinergias naturais. A atividade mioelétrica destes músculos, foi simultaneamente registrada, durante forças isométricas exercidas em varias direções (flexão, extensão, rotação medial e lateral do braço). Os níveis de atividade observados pelos autores, aumentaram com o incremento da força, de modo aproximadamente linear.

Não existiram direções ou magnitude de força para as quais um único músculo fosse observado sendo ativo sozinho. Em todos os casos, a força produzida durante o movimento pareceu ser executada por uma combinação de músculos.

CALDWELL & LEEMPUTTE (1991), estudaram em 16 homens a relação da EMG com a força muscular dos músculos bíceps do braço, braquial, braquiorradial e tríceps do braço, nas seguintes posturas articulares, com o cotovelo variando de 80° a 150° e o antebraço de 0°, 120° e 180° em 5 combinações de tarefa através flexão pura, supinação pura, pronação pura, pronação e flexão e supinação e flexão, onde se realizaram 11 contrações isométricas voluntárias máximas, com duração de 4 segundos, através de eletrodos de superfície sendo colocados 2 em cada músculo, e um eletrodo terra em um aparelho AD511K com dispositivo analógico amplificador *microchip*. Obteve-se o seguinte resultado; quando o músculo realiza um movimento puro ocorre a soma do torque dos músculos envolvidos no movimento articular, já nos movimentos em conjunto ocorre uma diminuição deste torque sendo contrário ao resultado esperado pois hipoteticamente esperava-se um aumento da força muscular.

PROPOSIÇÃO

Força de contração usando a Eletromiografia

Nos músculos: Bíceps do braço
Braquiorradial
Tríceps do braço

Nas Posições:

A – Ombro Neutro com o Antebraço a 90° de Flexão e Semipronação da Mão.

B – Ombro a 90° de Flexão com o Antebraço a 90° de Flexão e Semipronação da Mão.

C – Ombro Abduzido a 90° com o Cotovelo a 90° de Flexão e Semipronação da Mão.

MATERIAL E MÉTODOS

Voluntários

Participaram deste estudo 10 voluntários, do sexo feminino, com idades entre 20 e 30 anos (média de 23,2 e desvio padrão de 3,99 anos), sem história de disfunção musculoesquelética ou neuromuscular. Todos assinaram termo de consentimento formal de participação aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, da Universidade de Ribeirão Preto. (ANEXO 1). Os dados antropométricos dos voluntários estão na Tab. 1.

Tabela 1: Dados médios de altura (em metros) e comprimento dos segmentos antebraço e braço (em centímetros) dos voluntários participantes da pesquisa.

Voluntário	Altura	Antebraço	Braço
Média	1,64	24,61	28,14
Desvio Padrão	0,02	1,43	1,75

EQUIPAMENTOS

Eletromiógrafo

Para o registro EMG foram utilizados: (1) sistema de aquisição de sinais (Condicionador de Sinais, modelo MCS - V2 da Lynx Electronics Ltda.) de 16 canais, com 12 bites de resolução de faixa dinâmica, filtro do tipo

Butterworth, de passa-baixa de 509 Hz, de passa-alta de 10,6 Hz e ganho 10 (Fig. 01); (2) Placa conversora A/D (modelo CAD 12/36 da Lynx Electronics Ltda.) de 12 bites; (3) Software para apresentação dos sinais de diferentes canais simultaneamente, e tratamento do sinal (valor de RMS, média, mínimo, máximo, e desvio padrão) ,(Aqdados versão 4,16 da Lynx Electronics Ltda.) com frequência de amostragem de 1.000 Hz.

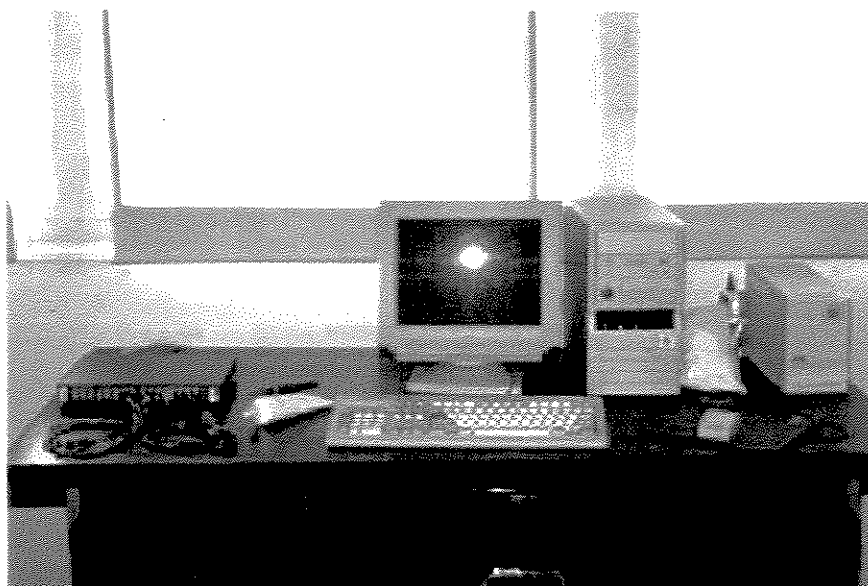


Figura 1: Condicionador de sinais modelo MCS - V2 da Lynx Electronics Ltda e computador 486.

Eletrodos

Foram utilizados eletrodos ativos diferenciais de superfície (Lynx Electronics Ltda.) compostos por barras retangulares (10 x 2 mm) paralelas de prata pura (Ag), espaçadas por 10 mm e fixas em um encapsulado de resina

acrílica de 23 x 21 x 5 mm (Fig. 2A). Estes eletrodos possuem impedância de entrada de 10G, CMRR de 130 dB e 2 picofaraday, e ganho de 100 vezes. Os cabos conectores possuem 1,5 metros. Além disso, foi utilizado um eletrodo retangular (33 x 31 mm) de aço inoxidável como eletrodo de referência para redução do ruído de aquisição. (veja Fig. 2B).

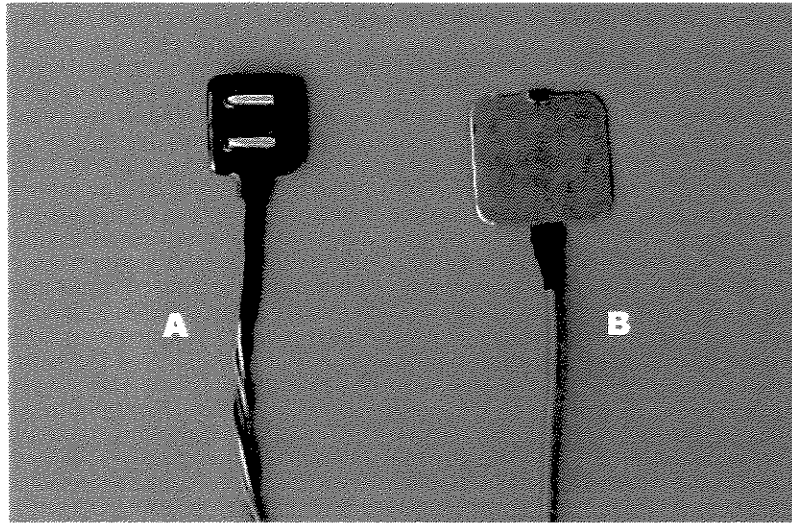


Figura 2: A Eletrodo diferencial e B Terra.

Os eletrodos foram calibrados sempre antes de cada experimento atribuindo como valor zero de referência a voltagem registrada durante o contato do eletrodo ativo com o eletrodo terra (curto-circuito).

A colocação dos eletrodos foi orientada pela localização do ponto motor. Com o voluntário sentado e utilizando um estimulador elétrico de pulsos quadrados com compensação bifásica assimétrica (Estimulador Elétrico Transcutâneo DUALPEX 961 18 canais- Quark Equipamentos Médios) (Fig. 3), no modo convencional, o ventre muscular era palpado pelo pesquisador que segurava um eletrodo de estimulação, enquanto o outro estava na mão do

voluntário. O ponto motor era localizado pela porção do ventre muscular onde a passagem de corrente elétrica, sentida no dedo do examinador, era maior que no restante do músculo devido à baixa impedância característica desta região.

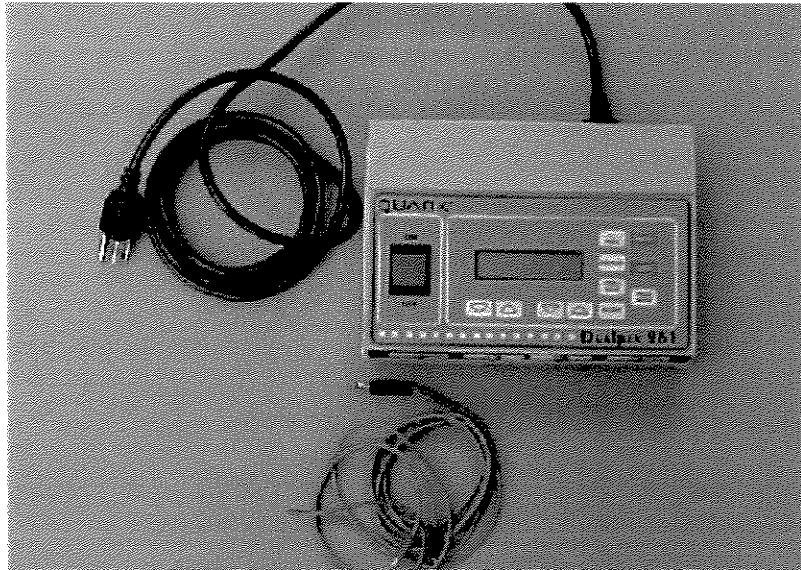


Figura 3. Estimulador elétrico de pulsos quadrados com compensação bifásica assimétrica modelo DUALPEX 961 18 canais da *Quark Equipamentos Médicos*)

Uma vez marcado o ponto motor, o eletrodo era colocado entre a zona de inervação e a inserção tendínea, e permanecendo entre a linha média do ventre e a borda lateral (Fig. 4).

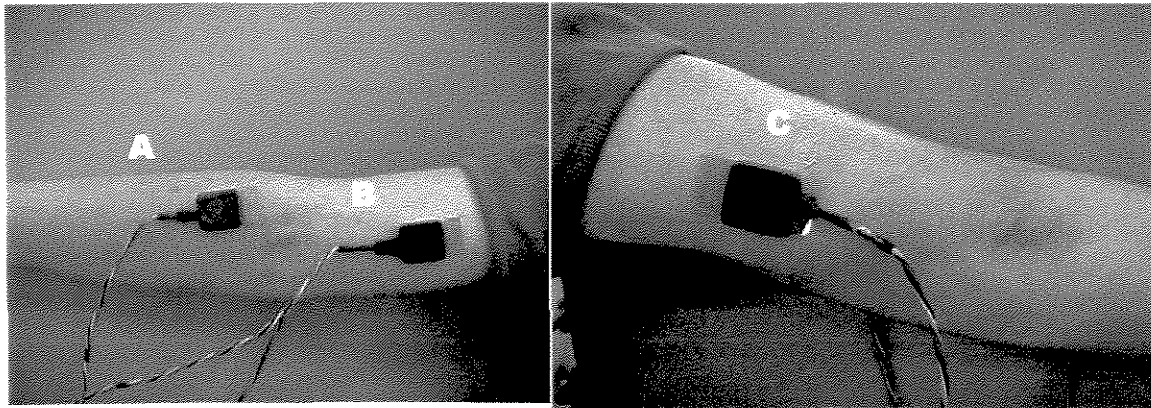


Figura 4: Representação fotográfica da colocação do eletrodo diferencial no músculo braquiorradial (A), bíceps do braço (B) e tríceps do braço (C).

Célula de Carga

Para monitorar a força produzida durante o esforço de flexão do antebraço a 90° com a mão semipronada, o braço a neutro, e 90° de flexão e 90° de abdução, uma célula de carga (transdutor de força Modelo MM da Kratos Dinamômetros Ltda.) (Fig. 5), com capacidade nominal de 100KG, foi acoplada ao conversor A/D e devidamente calibrada possibilitando, desta forma, a avaliação dinâmica da força de tração para o movimento selecionado, seguindo propósito do presente estudo.

A forma construtiva desta célula de carga, com alteração de resistência igual em todos os braços da ponte de Wheatstone, permite a real linearidade do sistema necessária à leitura precisa. Além disso, a posição dos sensores é bastante estável e a temperatura, garantida pelo desenho especial do sistema e

compensadores térmicos que deixam os erros provenientes da variação de temperatura em níveis desprezíveis.

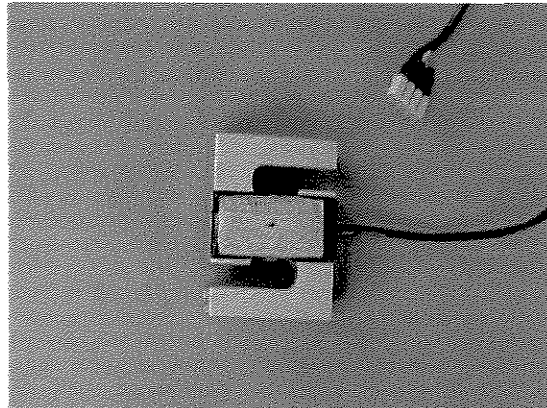


Figura 5: Célula de Carga da *Kratos Dinamômetros Ltda.*- vista frontal.

A calibração da célula de carga era realizada a cada dia de experimento, por meio da atribuição de valores de voltagem a uma carga conhecida, no modo de calibração por regressão do software Aqdados versão 4,16 (Lynx Electronics Ltda.).

A célula de carga foi fixada por uma faixa de velcro inextensível à mão do voluntário, que manteve o antebraço totalmente semi-pronado, o punho em posição neutra e o braço em posição neutra, 90° de flexão ou 90° de abdução. A célula de carga foi parafusada em uma armação metálica para os registros do posicionamento C (voluntário sentado, com a mão em semipronação, antebraço flexionado 90°, e o braço abduzido 90° no plano frontal), e fixada à parede para os registros do posicionamento A (voluntário sentado, mão

semipronada, antebraço flexionado 90°, e o braço em posição neutra (ao lado do tórax)) e B (voluntário sentado, com mão semipronada, antebraço flexionado 90°, e o braço flexionado 90° no plano sagital). Em todos os registros a célula de carga era tracionada pelo voluntário através da faixa de velcro que era fixada a uma haste metálica parafusada em um dos extremos da célula de carga.

Nesta haste metálica foi acoplado um prolongador, também metálico, que permitia por meio de rosqueamento aproximar ou distanciar a faixa de velcro que o voluntário segurava.

POSICIONAMENTOS ARTICULARES AVALIADOS

Para avaliar as prováveis alterações de força e de atividade eletromiográfica, nesta pesquisa, as seguintes posturas foram avaliadas:

- A. Voluntário sentado, com a mão semipronada, antebraço flexionado a 90°, e o ombro em posição neutra (ao lado do tórax) (Fig. 6);
- B. Voluntário sentado, com a mão semipronada, antebraço flexionado a 90°, e o ombro flexionado a 90° no plano sagital. (Fig. 7);
- C. Voluntário sentado, com a mão semipronada, antebraço flexionado a 90°, e o ombro abduzido a 90° no plano frontal (Fig. 8).

A posição de semipronação do antebraço foi escolhida pois, com a articulação do cotovelo a 90°, a ação supinação da contração do músculo bíceps do braço esta mais favorecida pela posição de sua inserção no osso rádio, sendo até 4 vezes mais eficaz que o músculo supinador. Com isso

evitamos que parte da força de contração do músculo fosse “desperdiçada” no esforço de supinar o antebraço.



Figura 6. Posicionamento A. Voluntário sentado, com a mão semipronada, antebraço flexionado a 90°, e o ombro em posição neutra (ao lado do tórax)



Figura 7. Posicionamento B. Voluntário sentado, com a mão semipronada, antebraço flexionado a 90°, e o ombro flexionado a 90° no plano sagital

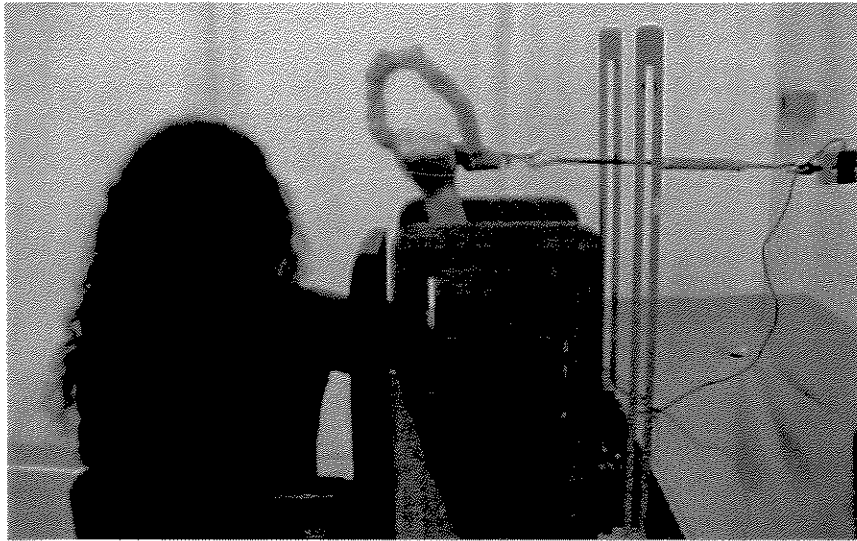


Figura 8. Posicionamento C. Voluntário sentado, com a mão semipronada, antebraço flexionado a 90° , e o ombro abduzido a 90° no plano frontal.

Uma vez que o correto registro da força gerada exigia que o eixo de tração fosse perpendicular ao eixo longitudinal da célula de carga, uma plataforma de madeira foi idealizada para garantir o adequado posicionamento do membro superior em relação à célula de carga (Fig. 9). Esta plataforma de madeira possui duas pranchas acolchoadas para apoiar o membro superior (Figs. 10 e 11). Prancha **A** na (Fig. 10) apoio do membro superior nos registros que exigiam o ombro em 90° de flexão (posicionamento B da Fig. 7) e 90° de abdução (posicionamento C da Fig. 8) exigindo apenas que o voluntário fosse orientado a permanecer de frente para a célula de carga ou lateralmente a ela. Esta prancha possui ajuste regulável de altura para permitir o alinhamento da barra de tração fixa à célula de carga. O ajuste em distância foi garantido pelo prolongador da haste metálica como descrito anteriormente. A prancha **B** foi utilizada para apoiar a face posterior do braço durante os registros com o ombro neutro (posicionamento A da Fig. 6) impedindo que

durante o esforço de flexão do antebraço o voluntário realizasse algum grau de extensão do braço.

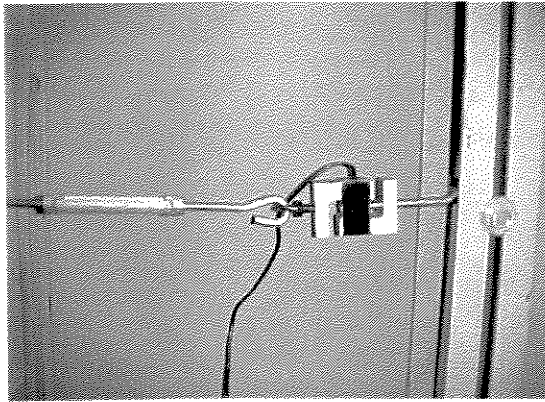


Figura 09. Posicionamento da célula de carga para que o eixo de tração fosse perpendicular ao eixo longitudinal da mesma. Vista Vertical.

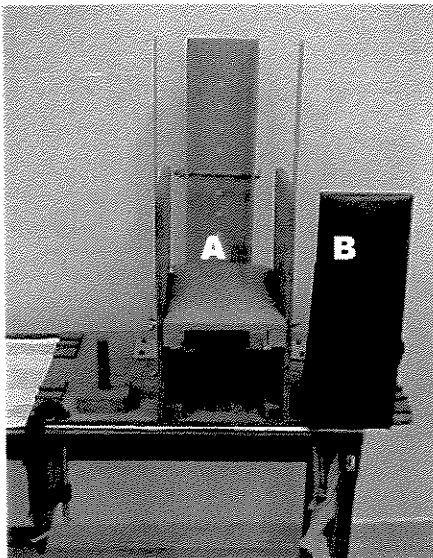


Figura 10. Plataforma de madeira utilizada para o posicionamento do membro superior durante a coleta de dados. Prancha A e Prancha B. Vista Frontal.

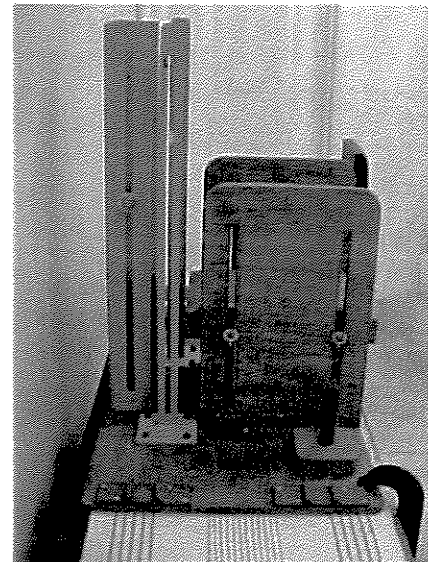


Figura 11. Plataforma de madeira utilizada para o posicionamento do membro superior durante a coleta de dados. Vista lateral

MÚSCULOS AVALIADOS

Foram avaliados, no membro dominante, destro, o músculo bíceps do braço e braquiorradial (Fig.12) por suas reconhecidas participações nos movimentos de flexão do antebraço, e músculo tríceps do braço (Fig. 13) por ser o principal antagonista a este movimento nesta pesquisa.

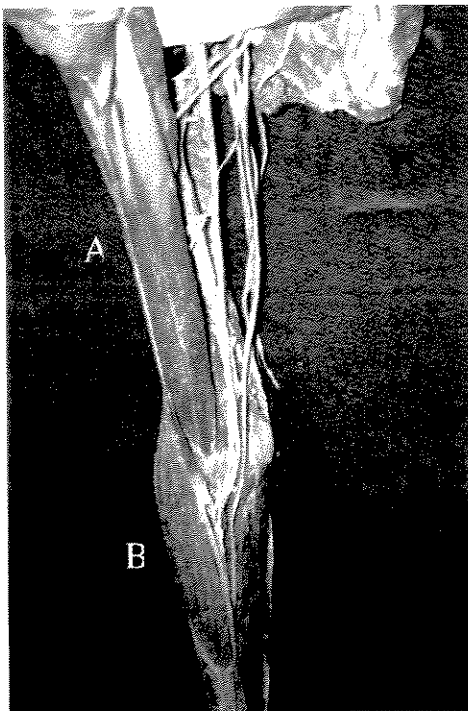


Fig. 12 Representação fotográfica dos músculos bíceps do braço (A) e braquiorradial (B)

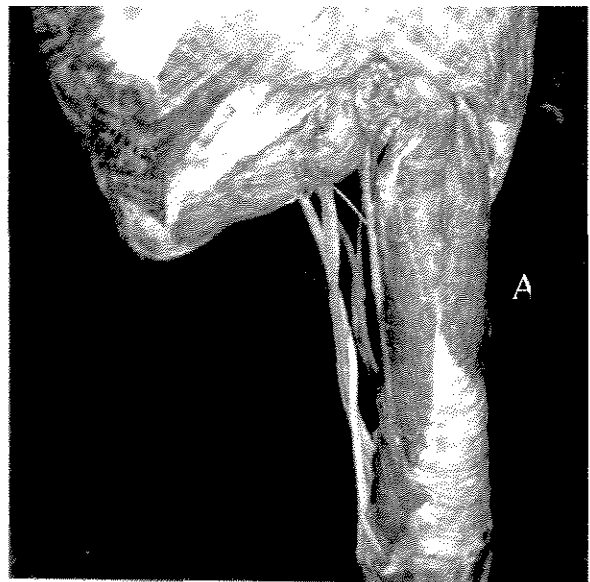


Fig. 13 Representação fotográfica do músculo tríceps do braço (A)

Procedimentos

A temperatura média da sala de experimento foi $24^{\circ} \pm 2^{\circ}$. O equipamento era verificado, os eletrodos e a célula de carga calibrados. O voluntário era devidamente informado do propósito da pesquisa e de seu procedimento, e solicitado a assinar o termo de consentimento formal de participação, se de acordo.

Para se inteirar dos movimentos, o voluntário era instruído a realizar durante 6 segundos uma contração isométrica, em esforço máximo, nas posturas A (Fig. 6), B (Fig. 7) e C (Fig. 8), tracionando a célula de carga.

Constou da preparação do voluntário, onde incluía a tricotomia e limpeza, com álcool, da área de pele onde seriam colocados os eletrodos, removendo-se a gordura superficial, para evitar interferências e diminuir a impedância elétrica da pele.

O procedimento de medida da força com a célula de carga foi realizado de forma a manter o eixo longitudinal da célula de carga perpendicularmente ao braço de resistência e paralelamente ao braço de potência, no sentido de eliminar os virtuais erros do cálculo de força em relação a um movimento rotatório.

Para cada um dos posicionamentos articulares foram coletadas 3 repetições de contração isométrica voluntária máximas, em esforço máximo com feedback visual da força produzida no monitor do microcomputador. Cada uma das contrações registradas teve duração de 6 segundos. Para cada uma das posturas avaliadas foi mantido um intervalo de 1 minuto entre as contrações e entre um posicionamento e outro um intervalo de 10 minutos,

para minimizar as alterações EMG e nos níveis de força advindas da fadiga muscular.

Em todas as fases o voluntário recebeu encorajamento verbal padronizado e o feedback visual da força de flexão foi dado por uma apresentação gráfica contínua na tela de dados de modo que o voluntário mantivesse um nível de força constante.

Os sinais eletromiográficos registrados foram armazenados na memória do computador em forma de arquivos para posterior análise (*off-line*). Os arquivos continham o registro de cada um dos canais correspondentes ao músculo bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço e, em forma de colunas de dados relacionadas ao tempo de coleta em segundos, também o canal correspondente aos valores da célula de carga.

Análise dos Dados

Nesta pesquisa o sinal eletromiográfico e o registro de força foram utilizados para analisar: (1) a atividade elétrica dos músculos estudados e a (2) a correlação entre os sinais eletromiográficos e o registro da força de flexão do antebraço nos diferentes posicionamentos estudados da articulação do ombro.

Para obtenção dos dados referentes à atividade elétrica utilizamos a Root Means Square (RMS), que é uma média eletrônica representativa da raiz quadrada da média dos quadrados da corrente ou da voltagem ao longo de todo o ciclo. RMS parece ser a forma preferida de sinal de saída (output) utilizada pelos pesquisadores, pois considera o número de unidades motoras

ativadas (recrutamento), a frequência de disparos das unidades motoras e a forma dos potenciais de ação das unidades motoras (área) (**PORTNEY in Sullivan et al., 1993**).

Os valores da RMS foram obtidos pelo *software* Aqdados versão 4,16 da Lynx Electronics Ltda.

A correlação entre os sinais eletromiográficos e o registro da força de flexão do antebraço foi realizada pelo software *Microsoft Excell*, versão 97, utilizando a correlação *de Pearson*. Para cada uma das posturas avaliadas, a correlação *de Pearson* foi aplicada utilizando os valores médios de RMS e o valor médio de força das três contrações, de cada um dos voluntários.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os testes estatísticos utilizados neste trabalho foram realizados pelo programa *GraphPad InStat®*, versão 3,01, *Free Demo*, da *Graph Pad Software Inc*. Foram realizados os seguintes testes estatísticos:

Teste de *Kolmogorov-Smirnov*, para avaliar a normalidade de distribuição dos dados. Todos os conjuntos de dados analisados possuíam distribuição normal.

Teste de Análise de Variância (fator único) – *ANOVA* para avaliar diferenças entre os valores médios de RMS, de cada um dos músculos estudados, quando foram feitas comparações entre os três posicionamentos articulares do ombro. A aplicação do ANOVA exige que os dados tenham distribuição normal e que seus desvios padrões não sejam estatisticamente diferentes. Quando uma dessas exigências não era satisfeita, o teste de *Kruskal-Wallis* (*ANOVA* não-paramétrico) foi utilizado. Os resultados dos

testes *ANOVA* e *Kruskal-Wallis* são apresentados com probabilidade de erro envolvido na rejeição das hipóteses de nulidade (médias iguais), ou nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

Os dados aqui apresentados foram divididos em dois tópicos. Primeiro, os resultados referentes à atividade elétrica dos músculos bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço do membro dominante, durante a contração voluntária isométrica máxima de flexão do antebraço, com a mão semipronada e com variação de posição do ombro, considerando as diferenças estatísticas entre os valores médios de RMS colhidos de três repetições. E por fim, para cada um dos posicionamentos da articulação do ombro, são apresentados os resultados da correlação entre os valores médios de RMS e o valor médio de força das três contrações, de cada um dos voluntários. Nas Figs. 14, 15 e 16 são apresentados exemplos dos traçados eletromiográficos brutos e registro da célula de carga das três diferentes posições do ombro, durante uma contração isométrica voluntária máxima de flexão do antebraço.

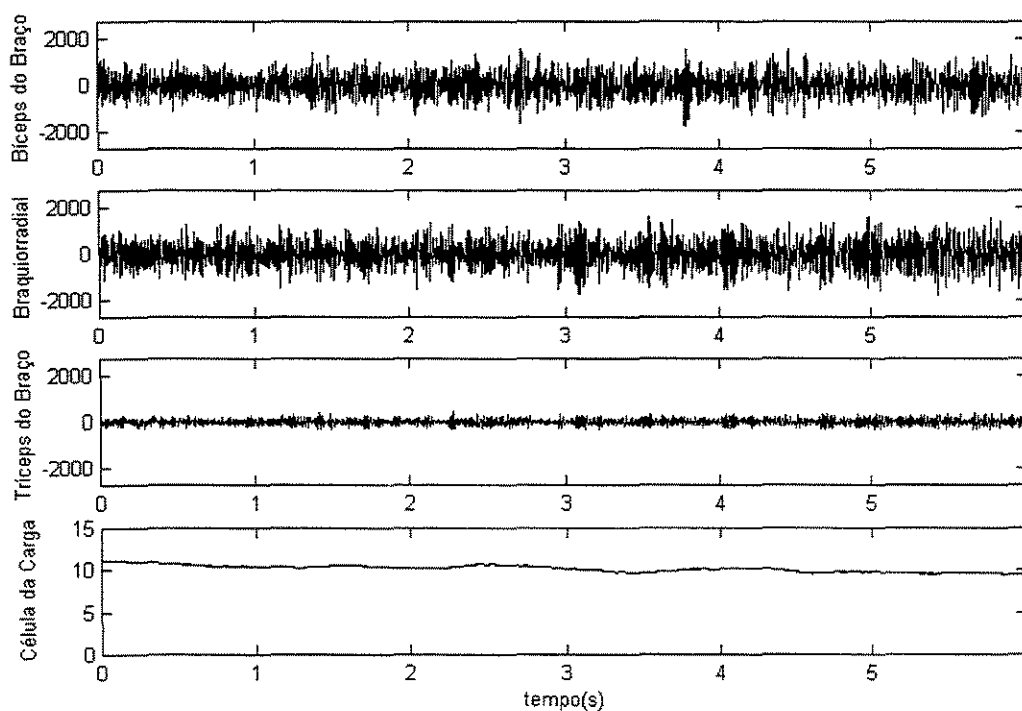


Figura 14. Registro do sinal eletromiográfico bruto e da força de contração isométrica, colhidos no posicionamento A do voluntário.

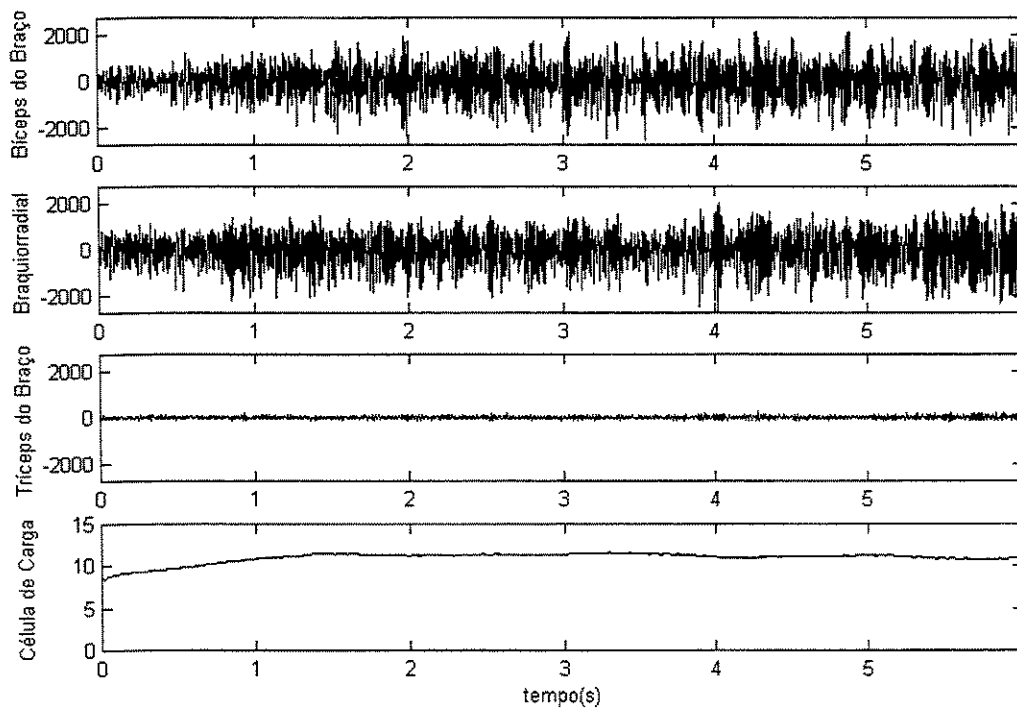


Figura 15. Registro do sinal eletromiográfico bruto e da força de contração isométrica, colhidos no posicionamento B do voluntário.

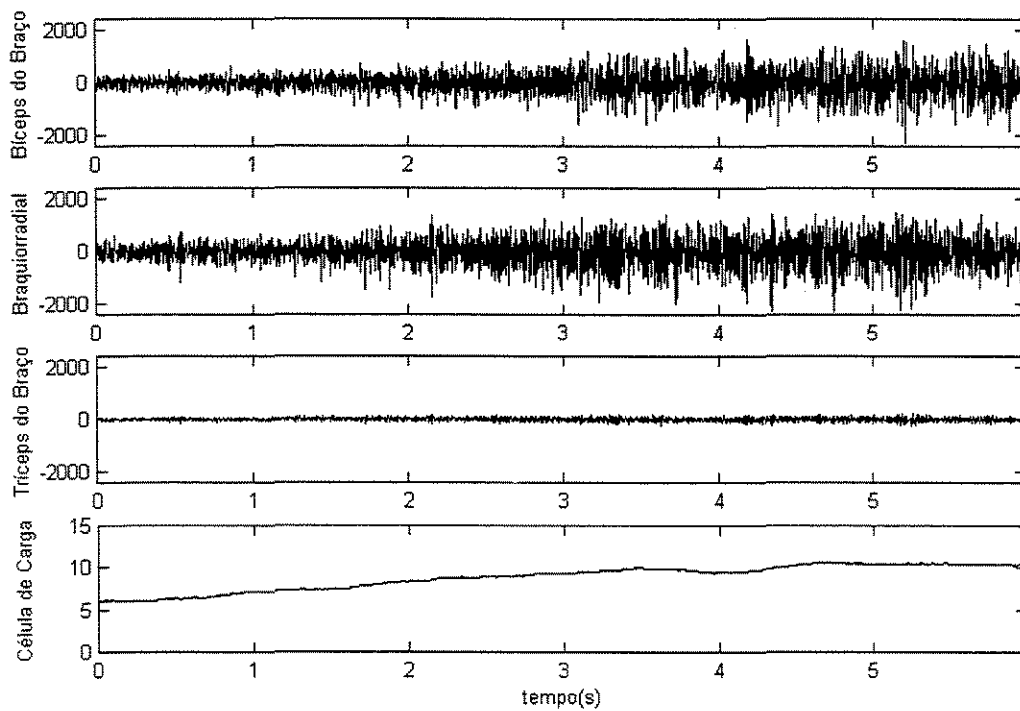


Figura 16. Registro do sinal eletromiográfico bruto e da força de contração isométrica, colhidos no posicionamento C do voluntário.

Atividade eletromiográfica durante a contração isométrica voluntária máxima de flexão do antebraço

Os valores médios de RMS bruto dos músculos bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço registrados durante a contração isométrica voluntária máxima de flexão do antebraço em esforço máximo com relação aos posicionamentos A, B e C, são apresentados na Tab. 2.

Tabela 2: Valores médios de RMS bruto, em microvolts, dos músculos bíceps do braço, braquiorradial, e tríceps do braço registrados durante as contrações isométricas voluntárias máximas de flexão do antebraço com o ombro em posição neutra, a 90° de flexão e a 90° de abdução. (n=10)

	Neutro	Flexão	Abdução
bíceps do Braço	377,2 ±122,1	473,7 ±188,0	439,4 ±152,8
braquiorradial	263,8 ±114,7	282,8 ±141,7	271,9 ±114,3
tríceps do Braço	61,3 ±28,7	54,7 ±26,2	47,9 ±17,7

O teste de variância múltipla – ANOVA não evidenciou nenhuma diferença estatisticamente significativa quando os valores médios de RMS bruto dos músculos bíceps do braço (p=0.389), braquiorradial (p=0.943) e tríceps do braço (p=0.491), de cada um dos voluntários foram comparados com relação ao posicionamento do ombro.

Comparação entre força durante a contração isométrica voluntária máxima de flexão do antebraço nos diferentes posicionamentos articulares do ombro.

Os valores médios da força registrados durante a contração isométrica voluntária máxima de flexão do antebraço em esforço máximo com relação aos posicionamentos A, B e C, são apresentados na Tab. 3.

Tabela 3: Valores médios de força, em quilograma-força, registrados durante as contrações isométricas voluntárias máximas de flexão do antebraço com o ombro em posição neutra, a 90° de flexão e a 90° de abdução. (n=10)

	Neutro	Flexão	Abdução
Média	11,459	9,0124	9,3996
Desvio Padrão	5,8251	2,327	2,1265

O teste de variância múltipla – Kruskal-Wallis (ANOVA Não Paramétrico) não evidenciou nenhuma diferença estatisticamente significativa quando os valores médios da força de contração isométrica de flexão do antebraço de cada um dos voluntários foram comparados com relação ao posicionamento do ombro (p=0.7076).

Correlação entre atividade eletromiográfica e o registro de força durante a contração isométrica voluntária máxima de flexão do antebraço.

Os valores médios de RMS bruto dos músculos bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço e os valores médios da força registrados durante a contração isométrica voluntária máxima de flexão do antebraço em

esforço máximo com relação aos posicionamentos A, B e C, são apresentados nas Tabs. 4, 5 e 6.

Tabela 4: Valores médios de RMS bruto, em microvolts, do músculo bíceps do braço, e valores médios de força, em quilograma-força, registrados durante as contrações isométricas voluntárias máximas de flexão do antebraço com o ombro em posição neutra, a 90° de flexão e a 90° de abdução. (n=10)

	Bíceps do Braço	Força	Correlação de Pearson
Neutro	377,2 ±122,1	11,4 ±5,8	0,51
Flexão	473,7 ±188,0	9,0 ±2,3	0,44
Abdução	439,4 ±152,8	9,3 ±2,1	0,39

Tabela 5: Valores médios de RMS bruto, em microvolts, do músculo braquiorradial, e valores médios de força, em quilograma-força, registrados durante as contrações isométricas voluntárias máximas de flexão do antebraço com o ombro em posição neutra, a 90° de flexão e a 90° de abdução. (n=10)

	braquiorradial	Força	Correlação de Pearson
Neutro	263,8 ±114,7	11,4 ±5,8	0,32
Flexão	282,8 ±141,7	9,0 ±2,3	0,27
Abdução	271,9 ±114,3	9,3 ±2,1	0,11

Tabela 6: Valores médios de RMS bruto, em microvolts, do músculo tríceps do braço, e valores médios de força, em quilograma-força, registrados durante as contrações isométricas voluntárias máximas de flexão do antebraço com o ombro em posição neutra, a 90° de flexão e a 90° de abdução. (n=10)

	tríceps do Braço	Força	Correlação de Pearson
Neutro	61,3 ±26,7	11,4 ±5,8	0,27
Flexão	54,7 ±26,2	9,0 ±2,3	0,57
Abdução	47,9 ±17,7	9,3 ±2,1	0,69

O teste de variância múltipla – ANOVA não evidenciou nenhuma diferença estatisticamente significativa quando os valores médios de RMS bruto dos músculos bíceps do braço (p=0.389), braquiorradial (p=0.943) e tríceps do braço (p=0.491), de cada um dos voluntários foram comparados com relação ao posicionamento do ombro.

DISCUSSÃO

Durante a realização deste estudo pretendeu-se analisar o comportamento da força e da atividade elétrica dos músculos bíceps do braço, braquiorradial e tríceps do braço em contrações isométricas de flexão do antebraço semipronado variando o posicionamento articular do ombro. Assim, foram estudadas, as contrações isométricas de flexão do antebraço, com o ombro a 90° de flexão, 90° de abdução e na posição neutra, a fim de compreender a relação entre a amplitude de ativação elétrica e a força quando se variava o comprimento muscular dos músculos biarticulares na articulação do ombro.

A discussão será desenvolvida considerando-se a função muscular e as alterações do posicionamento articular envolvidos durante contração isométrica.

Considerações a respeito dos músculos flexores do antebraço

Pelo resultado observou-se que os músculos bíceps do braço e braquiorradial estiveram sempre eletricamente ativos em todas contrações de flexão do antebraço estudadas, independente da alteração do posicionamento articular do ombro.

MOJICA, YAMADA & NAKAMURA (1988) relataram que o músculo bíceps do braço é um flexor primário do antebraço na posição semipronada. **BOMPA; BORNS, HEBBELINCK (1990)**, descreveram que na posição semipronada houve aumento significativo da atividade do bíceps, já que este é afetado pela posição do antebraço. Por outro lado, **BASMAJIAN & De LUCA (1985)**, reafirmam que, na posição semipronada, o músculo bíceps do braço é ativo somente contra resistência, como no caso de flexão isométrica do antebraço.

Também, o músculo braquiorradial é um flexor do antebraço (**GRAY, 1979; HOLLINSHEAD & ROSSE, 1991**) e a posição de semipronação do antebraço foi relatada como favorável em situação de potência e velocidade para sua ativação eletromiográfica (**MOORE, 1990**).

Neste estudo, os valores médios de RMS dos flexores do antebraço não apresentaram diferenças estatisticamente significativas, de forma que, os músculos bíceps do braço e braquiorradial estiveram semelhantemente ativados em termos de amplitude e que esta ativação independeu do posicionamento articular do ombro. Sendo o braquiorradial, um músculo monoarticular, esperava-se que a variação do posicionamento do ombro não afetasse sua ativação eletromiográfica, como observado. Por outro lado, quando o ombro permaneceu em posição neutra, o músculo bíceps do braço, então alongado, poderia apresentar alguma variação em seus valores de RMS.

A relação entre o comprimento muscular e atividade eletromiográfica é um assunto controverso na literatura. **INMAN et al.**, em 1952 relatam que embora a tensão gerada pelo músculo diminua com o encurtamento a atividade mioelétrica é maior. Por outro lado, **CRESSWELL, LÖRCHER, THORTENSSON (1995)**, encontraram que o valor de RMS registrado do

músculo gastrocnêmio (biarticular) diminuiu substancialmente, embora a força voluntária máxima não se alterasse, quando este músculo estava em uma posição encurtada sobre a articulação do joelho, enquanto que a atividade eletromiográfica dos músculos soleus (monoarticular) não alterou significativamente com a variação articular.

Dessa forma, nossos resultados com relação aos valores de RMS do músculo bíceps do braço com o ombro neutro (alongado) e com o ombro em flexão e abdução (encurtado) deveriam ter sofrido alguma alteração da atividade eletromiográfica. Acredita-se que o alto valor do desvio padrão observados entre os valores de RMS dos voluntários estudados tenha prejudicado a confirmação de diferenças na amplitude de ativação dos músculos bíceps do braço com relação ao posicionamento do ombro.

A fim de avaliar a correlação entre o sinal eletromiográfico e a força muscular, no presente estudo foram apresentados os valores de Correlação de Pearson. Assim, quando avaliamos a relação entre os valores de RMS e a força muscular para os músculos flexores do antebraço, bíceps do braço e braquiorradial, encontramos um comportamento semelhante com respeito ao posicionamento articular do ombro. Para o músculo bíceps do braço, a maior relação entre a amplitude eletromiográfica e a força isométrica de flexão do cotovelo foi observada no posicionamento neutro do ombro (51%), e a menor relação foi observada no posicionamento do ombro com 90° de abdução (39%).

A maior relação entre os valores médios de RMS e da força isométrica de flexão do cotovelo, para o músculo braquiorradial, foi encontrada no posicionamento neutro do ombro (32%), e a menor relação, no posicionamento do ombro em 90° de abdução (11%).

Independente do posicionamento articular do ombro, os valores de correlação de Pearson para o músculo bíceps do braço sempre foram superiores aos do braquiorradial. Esta maior relação pode ser justificada pelo fato que a força registrada na célula de carga foi o produto da contração do conjunto dos flexores do antebraço, dos quais o músculo bíceps do braço é o responsável pela maior parte do torque gerado na tentativa de flexão do antebraço quando esta articulação está a 90° de flexão e a postura de semipronação favoreceu a ativação de ambos os ventres musculares, curto e longo (BIERMAN & YAMSHON, 1948; BASMAJIAN & LATIF, 1957; FURLANI, 1976; BASMAJIAN, 1978).

Com o cotovelo a 90° de flexão, o músculo bíceps do braço apresenta uma maior distância do braço de força com relação ao centro da articulação do cotovelo (LEHMKUHL & SMITH, 1989).

A menor relação entre os valores médios de RMS e força muscular encontrada na posição de abdução e flexão do ombro, para o músculo braquiorradial pode ser justificada por sua condição monoarticular, ou seja, diferentemente do músculo bíceps do braço, o braquiorradial não apresenta função na estabilidade da articulação do ombro durante a flexão isométrica do antebraço.

No entanto, a perfeita relação entre a atividade eletromiográfica e a força de contração isométrica de flexão do antebraço em esforço máximo, pode também ter sido menor pela contribuição de músculos sinergistas do movimento de flexão do cotovelo como, por exemplo, o músculo braquial e coracobraquial considerados flexores do antebraço e não avaliados nesta pesquisa uma vez que fazem parte da camada profunda de músculos do braço.

Considerações a respeito do extensor antebraço

No resultado desta pesquisa observou-se que o músculo tríceps do braço apresentou discreta atividade eletromiográfica em todas contrações isométricas de flexão do antebraço embora seus valores de RMS sempre fossem menores que dos flexores, independente da alteração do posicionamento articular do ombro.

SOLOMONOW et al. (1988), relataram que a atividade, de músculos agonistas e antagonistas, durante a execução de movimentos é um fenômeno fisiológico chamado de cocontração. A tendência geral da atividade agonista do bíceps do braço e antagonista do tríceps do braço, é o aumento progressivo dos níveis de atividade eletromiográfica com o aumento da força de contração voluntária máxima.

A presença de atividade eletromiográfica do antagonista ao movimento de flexão esta relacionada à presença de cocontração anteriormente observada por **PATTON & MORTENSEN (1970)**; essa cocontração tem a função de proteger a articulação e estabilizar a articulação em resposta à elevada contração do agonista, permitindo uma melhor distribuição de peso por toda a superfície articular.

A correlação entre a força muscular e atividade eletromiográfica, no músculo tríceps do braço, teve comportamento inverso àquele apresentado pelos músculos flexores avaliados neste estudo. Assim, observou-se uma maior relação de força isométrica de flexão do antebraço (69%) com o

posicionamento do ombro em 90° de abdução, e a menor relação (27%), no posicionamento do ombro em neutro.

A maior relação entre a força e a atividade eletromiográfica do músculo tríceps do braço pode ser justificada pela função estabilizadora do compartimento inferior da articulação do ombro devido a direção das fibras musculares, promovendo uma redução de sua influência na flexão do antebraço.

Avaliação da força de flexão do antebraço com relação ao posicionamento articular do ombro

Os resultados da comparação da força isométrica de flexão do antebraço com relação aos diferentes posicionamentos articulares do ombro, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Assim, embora o bíceps do braço, responsável pela maior parte do torque de flexão gerado a 90° de flexão e semipronação do antebraço, esteja alongado com relação às suas inserções na escápula, nos registros realizados com o ombro em posição neutra, nenhuma diferenciação de força foi observada em relação aos posicionamentos em que o bíceps do braço estava mais encurtado (flexão e abdução do ombro).

É importante ressaltar que nenhum estudo científico realizado anteriormente e visando a avaliação da atividade eletromiográfica, com respeito a variação do posicionamento articular do ombro influenciando a atividade dos flexores biarticulares do antebraço, foi encontrado na literatura pesquisada.

Segundo **CALDWELL & LEEMPUTTE (1991)**, no movimento puro de flexão do antebraço, ocorreu uma soma do torque gerado pelos diferentes flexores atuando na articulação, enquanto que nos movimentos conjuntos (flexão combinada à supinação ou à pronação do antebraço) ocorreu uma diminuição do torque, embora os autores esperassem um aumento no torque.

Com base no trabalho anteriormente citado, acredita-se que a combinação de movimentos do antebraço e ombro tenha sido responsável pela não alteração na força isométrica de flexão do antebraço, uma vez que parte da força dos músculos bíceps do braço e tríceps do braço, biarticulares, poderiam estar atuando no sentido de estabilizar as articulações do ombro e do cotovelo durante o esforço máximo de flexão do antebraço.

Uma vez que nenhuma alteração de força e de amplitude eletromiográfica foi observada, neste protocolo experimental, sugerimos que qualquer uma das posturas observadas podem ser utilizadas nos treinamentos de força dos flexores do antebraço e nos exercícios terapêuticos. Especialmente, para os portadores de instabilidade da articulação glenoumeral e síndrome do impacto é importante a possibilidade de fortalecer o músculo bíceps do braço, coaptador do ombro, de maneira vantajosa em uma postura onde exista uma menor força de compressão da cabeça umeral contra o acrômio, como é a postura onde o ombro está em posição neutra.

Além disso, espera-se que com o treinamento a função de cocontração do músculo tríceps do braço seja reduzida, favorecendo a força de flexão do antebraço **PATTON & MORTENSEN (1970)**.

CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada neste estudo, sobre a força e o comportamento eletromiográfico das cabeças do músculo bíceps do braço, músculo braquiorradial e músculo tríceps do braço, podemos tirar as seguintes conclusões:

1 – Todos os músculos estudados estavam eletricamente ativos durante os registros da contração isométrica de flexão do antebraço em esforço máximo;

2 – O músculo tríceps do braço age em cocontração para proteger e estabilizar as articulações do cotovelo e do ombro durante os registros da contração isométrica de flexão do antebraço em esforço máximo;

3 – Nas contrações isométricas de flexão do antebraço, combinadas com semipronação e variações do posicionamento articular do ombro, a variação do comprimento dos músculos biarticulares não foi suficiente para alterar os níveis de força e do sinal eletromiográfico, sugerindo uma maior contribuição destinada à estabilização das articulações do cotovelo e do ombro;

4 – Os maiores valores de correlação entre o sinal eletromiográfico e a força isométrica de flexão do antebraço foram relacionados ao posicionamento neutro do ombro para os flexores estudados, e ao posicionamento com o ombro em 90° de abdução para o extensor do cotovelo.

5 – A igualdade entre a força gerada para os três posicionamentos do ombro parece ser vantajosa para a elaboração de protocolos de exercícios terapêuticos ou treinamentos de fortalecimentos, pela possibilidade de obter um mesmo resultado com menor risco para portadores de instabilidades glenoumerais e síndrome do impacto.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMADIO, A. C. **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano**. São Paulo: Ed. Laboratório de Biomecânica/EEFUSP (1996).
- BASMAJIAN, J. V. **The upper limb. In: Muscles alive; their functions revealed by electromyography**. 4.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1978. P.189-212.
- BASMAJIAN, J. V., De LUCA, C. J. **Muscles Alive: their function Revealed by Electromyography**, 5 ed. Ed. Williams and Wilkins, Baltimore, p.276-281, 1985.
- BASMAJIAN, J. V., LATIF, A. Integrated actions and functions of the Chief flexors of the elbow. **J. of. Bone Joint. Surgery**, p.1106-1118, 1957.
- BIERMAN, W., YAMSHON, L.J. Eletromyography in Kinesiologic Evaluations. **Archs. Phys. Med.**, 29, p.206-11, 1948.
- BOARO, S. N., VITTI, M. Estudo eletromiográfico do músculo bíceps braquial, **Revist. Bras. Ciên. Morfol**, 2, n.10: 84-7, 1993.
- BOMPA, T. O. , BORNES, J. , HEBBELINCK, M. Mechanical efficiency of the elbow flexors in rowing. **Am J. of Physic Med. & Rehabil.**, 69, n.3 , p.140-43, 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.**, 56, n.5, p.1225-1241, 1986.
- CALDWELL, G. E., LEEMPUTTE, M. V. Elbow torques and EMG patterns of flexor muscles during different isometric tasks. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.** .31, p.433-445, 1991.
- CRESSWELL, A. G.; LÖRCHER, W. N.; THORTENSSON, A. Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic in man. **Exp Brain Res** 105: 283-290, 1995.
- DÂNGELO, J. G. , FATTINI, C. A. **Anatomia Humana e Sistêmica e Segmentar**, 2 edição, Editora Atheneu, São Paulo, 1998.
- De VRIES, H. A Neuromuscular tension and its relief , **J Associat Phys and Mental Rehabil**, 16:86-88, 1962.

- DUCHENNE,G.B.: Individual action and use of muscle which move the forearm.
In: Physiology of motion, Philadelphia, Lippincott, p. 94-9, 1949 .
- EDWARDS, R G and LIPPOLD, O C J: The relation between force and integrated electrical activity in fatigue muscle. **J. Physiol (Lond)** 132:677, 1956.
- ERHART, A. E. **Elementos de Anatomia Humana**, 3 edição, Editora Atheneu, São Paulo, 1969.
- FURLANI, J. Elestromyographic Study of the Biceps Brachii in Movements at Glenohumeral Joint. **Acta Anat.** 96: 270-84, 1976.
- GRAVEL, D. & SIMARD, T. La Function Supinatrice du Muscle Biceps Brachii. **Physiother. Can.**, 34: 5-10, 1982.
- GRAY, H. **Anatomia**. 35 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p 514-521,1979.
- GRAY, H. & GOSS,C.M. Muscles and Fascie. *In: Anatomy of the human body*. 29 ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1973. p.459-60.
- GREEN, S ; MORTENSEN, O A ; SULLIVAN W E ; MILLES, M: Electromyographic study of m. biceps brachii during normal voluntary movements of the elbow, **Anat. Rec.** 107:243-251, 1950.
- HOLLINSHEAD, W. H., ROSSE, C. **Anatomia**, 4^a edição, Editora Interlivros Rio de Janeiro, 1991.
- INMAN, V. T.; RALSTON, H. J., SAUNDENS, J.B.C.M., FEINSTEIN, B., WRIGHT E. W. Jr., Relation of human electromyogram to muscular tension. **Electroencephalogr Clin. Neurophysiol.**, 4:187-194, 1952.
- KELLEY, L. Arm, elbow joint, forearm. *In: Kinesiology fundamentals of motion description englewood cliffs*. New Jersey, Prentice-Hall,1971. P 298.
- KENDALL, H. O ; KENDALL, F P ; WADSWORTH, G E **Upper extremity and scapular muscle In: Muscle testing and function** Baltimore, Willans & Wilkins 2 ed. 1973 p 100.
- KÖRNER, L.; PARKER, P.;ALMSTROM, C.; ANDERSON, G. B. J.;HERBERTS, P.; KADEFORS, R.; PALMERUD, C.; ZETTERBERG, C. Relation of intramuscular pressure to the force output and myoelectric signal of skeletal muscle. **Orthop. Resl.**, 2: 289-96, 1984.
- LATARJET, M.,LIARD, R A **Anatomia Humana**. 2 ed., São Paulo: Panamericana, 575-621, 1993.

- LE BOZEC, S., MATON, B. CNOCKAERT, J. C. The synergy of elbow extensors muscles during dynamic work in man. **Eur. J. Appl. Physiol.**, **44**, p.255-269,1980.
- LEHMKUHL, L D, SMITH, L K **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 4 ed., São Paulo: Manole Ltda, p. 158-175, 1989.
- LIPPOLD, O C J: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension, **J. Physiol** 117;492, 1952.
- LLORCA, O F Músculos del brazo y de la mano *In: Anatomia humana* 2 ed Barcelona, ed. Científico Medica. p 186-91., 1959
- LOCKHART, R D; HAMILTON, G E; FYFE, F W. Músculos y aponeurosis de la extremidad superior *In: Anatomia Humana*. México, ed. Interamericana, 1972 p 213-4.
- McCONAILL, M. A. & BASMAJIAN, J. V. Pectoral girdle, arm and forearm *In: Muscles and movements – a basis for human Kinesiology*. Hungton, Robert e Krieger Publishingp.265, 1977.
- MILLES, M; MORTENSEN, O A ; SULLIVAN, W E: Elestromyography during normal voluntary movements, **Anat. Rec.** , 98:209-218, 1947.
- 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 and forearm supination. **Tohoku J. Exp. Med.**, **154**, p.375-80, 1988.
- MOORE, K. L. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 2 ed. , Rio de Janeiro Guanabara Koogan, p. 466-481, 1990.
- PATTON, N. J. & MORTENSEN, O. A. A study of some mechanical factors affecting reciprocal activity in one-joint muscles. **Anat Rec** 166:360, 1970.
- PERLMAN, A. L , PALMER, P. M. , McCULLOCH, T. M. & VANDAELE, D. J. Electromyographic activity from human laryngeal, pharyngeal, and submental muscles during swallowing, **American Physiol Society**, p. 1663-9, 1999.
- PORTNEY, L. Eletromiografia e teste de velocidade de condução nervosa *In: SULLIVAN, O.; SUSAN, B. ; SHIMITZ THOMAZ, J. Fisioterapia: avaliação e tratamento*. 2ª edição São Paulo: Manole, Cap. 10, p. 183-223, 1993.
- RASCH, P. J., BURKE, R. K. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 5 edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.210-20, 1977.
- RIACH, C. L. , REID, J. G. An Electromyographic study of weight-bearing at the elbow joint. **Can. J. Appl. Spt. Sci.** , **5**, n.4, p.220-25, 1980

- SETTINERI, L. I. C. , RODRIGUES, R. B. Estudo Eletromiográfico da mobilização ativa e passiva do cotovelo. **Medicina e Esporte**, 1, n.4, p. 161-66, 1974.
- SLAUHGTER, D. R. Electromyographic studies of arm movements. **Res. Quart. Amer. Cin. Hethphys. Educ.**, 30: 326-39, 1958.
- SOLOMONOW, M.; BARATTA, R., ZHOV, B. H., D'AMBROSIA, R. Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. **Experim Neurol** 100: 470-477, 1988.
- SOUSA, O M. Aspectos da arquitetura e ação dos músculos estriados baseados na eletromiografia, **Folia Clin. Biol.**, 28: 12-24 , 1958/1959.
- SOUSA, O M; MORAES, J. L., VIEIRA, F. L. M. Electromyographic study of the brachiorradialis muscle. **Anat. Rec.**, Philadelphia, **139**, n. 1 p.125-131, 1961.
- SPENCE, A. P. **Anatomia Humana Básica**, 2 edição, Editora Manole, São Paulo, 1991.
- STEWART, O. J. , PEAT, M. , YAWORSKI, G. R. Influence of resistance spees of movement, and forearm position on recruitment of the elbow flexors. **Am. J: of Phys. Med.**, **60**, n.4, p.165-179, 1981.
- SULLIVAN, W. E. , MORTENSEN, O. A. , MILES, M. , GREENE, L. S. Electromyographic studies of muscle biceps brachii during normal voluntary movement at the elbow. **Anat. Rec.**, **107**, p.243-251, 1950.
- TRAVIL, A. A. Electromyographic study of the extensor apparatus of the forearm. **Anat. Rec.**, **144**, p.373-76, 1962.
- TESTUT,L & LATARJET, Músculos del membro superior *In: Tratado de Anatomia Humana*. 8ed. Barcelona, Salvat, 1 p 1047-51, 1944.
- WELLS, K F. The upper extremity of the shoulder region *In: The scientific basis of human motion* 5 ed. Philadelphia, W B Saunders Comparny, 1971 p 187-88.
- WOODS .J .J. and BIGLAND-RITCHIE, B: Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. **Am J. Phys Med.** 62:287,1983.

ANEXO 1

UNAERP

Universidade de Ribeirão Preto

Ribeirão Preto, 26 de Junho de 2000

PARECER

O Projeto de Pesquisa intitulado “**Estudo Eletromiográfico da Influência dos Músculos Bíceps e Tríceps do Braço e Braquiorradial, nas Diferentes Articulares do Ombro.**”, a ser desenvolvido por Edson Donizetti Verri sob orientação do Prof. Dr. Mathias Vitti na Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP, propõe estudar eletromiograficamente a ação dos músculos bíceps, braquiorradial e tríceps do braço. Os objetivos a serem obtidos neste Projeto de Pesquisa estão bem explicitados, bem como a metodologia está descrita de acordo a atingir a proposta inicial. O Projeto apresenta o “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido” em linguagem clara e acessível, bem como a possibilidade de interrupção do estudo em qualquer fase de desenvolvimento, sem qualquer ônus e/ou danos ao sujeito da pesquisa. O Projeto de Pesquisa apresenta ainda o Termo de Compromisso e Responsabilidade dos pesquisadores responsáveis do cumprimento da Resolução No. 196/96 de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde, do Ministério da Saúde, que regulamente as ações de Ética em Pesquisa. Pelo exposto acima, pelo atendimento às exigências da legislação vigente e por utilizar uma técnica de avaliação, para atingir os objetivos, não invasiva, somos de parecer favorável à sua execução.

Profa. Dra. Rosemeire Cristina Linhari Rodrigues Pietro.

Comissão de Ética da Universidade de Ribeirão Preto- UNAERP

*PABX (Oxx16) 603 7000
Av. Costábile Romano, 2201
Cep 14096-380 Ribeirão Preto São Paulo
Site da Universidade: www.unaerp.br*

ANEXO 2

FICHA DE AVALIAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

Eu, _____, R.G.: _____
Residente no endereço _____ bairro _____,
telefone _____ estou de acordo em participar como voluntário desta pesquisa, onde
será realizado o procedimento experimental em que o potencial elétrico dos músculos
serão captados através de técnica não invasiva, utilizando-se eletrodos diferenciais de
superfície que não levam o voluntário a danos morais e físicos.

Ribeirão Preto-SP, de _____ de 2000.

Assinatura do voluntário

ANEXO 3

Retirada do Consentimento:

Fica garantida a liberdade do voluntário em retirar o consentimento, deixado de participar do estudo, em qualquer fase de seu desenvolvimento, sem qualquer prejuízo.

Tendo obtido com clareza e assimilado todas as informações acima citadas:

Eu, _____, RG N° : _____, estou de acordo em participar como voluntário desta pesquisa, autorizando a divulgação dos dados e de minha imagem, para fins acadêmicos, conforme proposto por Edson Donizétti Véri e assino este termo em duas vias, permanecendo de posse de uma das vias.

Ribeirão Preto, ___ de _____ de 2000.

Assinatura

ANEXO 4

DECLARAÇÃO DE RESPONSABILIDADE DOS PESQUISADORES RESPONSÁVEIS

Nós, Mathias Vitti e Édson Donizétti Véri, responsáveis pela pesquisa denominada **“Estudo Eletromiográfico da Influência dos Músculos Bíceps e Tríceps do Braço e Braquiorradial, nas Diferentes Articulares do Ombro.”** declaramos que:

- assumimos o compromisso de zelar pela privacidade e pelo sigilo das informações, que serão obtidas e utilizadas no desenvolvimento da pesquisa;
- os materiais e as informações obtidas no desenvolvimento deste trabalho serão utilizados para atingir os objetos previsto na pesquisa;
- os materiais e dados obtidos ao final da pesquisa serão arquivados sob a responsabilidade do Curso de Mestre em Odontologia, Area de concentração em Biologia e Patologia Buco-Dental da FOP/UNICAMP;
- não há qualquer acordo restrito à divulgação pública dos resultado;
- os resultados da pesquisa serão tomados públicos através de publicação em periódicos científicos e/ou em encontros científicos, quer sejam de favoráveis ou não, respeitando-se sempre a privacidade e os direitos individuais dos sujeitos da pesquisa;
- o CEP-FOP/UNICAMP será comunicado da suspensão ou do encerramento da pesquisa, por meio de relatório apresentados anualmente ou na ocasião da suspensão do trabalho com a devida justificativa.

Piracicaba, de de 2000

*ProfDr. Mathias Vitti, CPF 015.934.048-91.
No. Matrícula UNICAMP 04311-7
No. Matrícula FORP-USP 642207*

*Édson Donizétti Véri,
CPF 087.807.078-82.*

ANEXO 5

TERMO DE COMPROMISSO DOS PESQUISADORES RESPONSÁVEIS

Nós, Mathias Vitti e Édson Donizétti Véri, responsáveis pela pesquisa denominada **“Estudo Eletromiográfico da Influência dos Músculos Bíceps e Tríceps do Braço e Braquiorradial, nas Diferentes Articulares do Ombro”**, assumimos o compromisso de cumprir os termos da Resolução No. 196/96, de 10 de Outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde, do Ministério da Saúde.

Piracicaba, de de 2000.

Prof Dr. Mathias Vitti, CPF 015.934.048-91.
No. Matrícula UNICAMP 04311-7
No. Matrícula FORP-USP 642207

Édson Donizétti Véri,
CPF 087.807.078-82.

ANEXO 6

ESTATÍSTICA DESCRITIVA E CORRELAÇÃO RMS X FORÇA

Cotovelo a 90° e Ombro Neutro

	Bíceps	Braquio	Tríceps	C.Carga	CORRELAÇÃO RMS X FORÇA		
1	425,333	124,067	482,467	10,117			
2	224,300	27,070	290,100	7,039			
3	491,700	61,813	299,500	21,197			
4	516,533	72,160	245,100	8,340			
5	311,733	73,763	233,533	8,421	Bíceps	-0,67444	-0,6744414
6	491,800	33,077	346,300	9,313	Braquio	0,569851	0,5698511
7	272,633	36,670	122,533	7,343	Tríceps	0,590895	0,59089451
8	495,233	80,867	349,567	23,313			
9	195,867	45,000	132,967	10,843			
10	347,100	58,787	136,700	8,662			
Média	377,2233	61,3273	263,8767	11,459			
DP	122,153	28,7575	114,7157	5,8251			

Cotovelo a 90° e Ombro a 90° de Flexão

	Bíceps	Braquio	Tríceps	C.Carga	CORRELAÇÃO RMS X FORÇA		
1	606,333	57,387	605,167	10,723			
2	268,833	21,320	282,433	7,099			
3	403,067	46,250	306,233	10,019			
4	650,467	105,930	285,233	8,621			
5	514,467	92,483	249,567	13,803	Bíceps	-0,70088	-0,7008785
6	872,033	41,807	355,167	10,164	Braquio	0,513359	0,5133592
7	323,167	46,620	131,467	6,968	Tríceps	-0,0107	-0,0106983
8	399,467	32,397	342,067	5,933			
9	391,000	41,597	125,800	7,328			
10	308,667	61,463	144,933	9,464			
Média	473,750	54,725	282,807	9,012			
DP	188,082	26,228	141,770	2,327			

ANEXO 7

ESTATÍSTICA DESCRITIVA E CORRELAÇÃO RMS X FORÇA

Cotovelo a 90° e Ombro a 90° de Abdução

	Bíceps	Braquío	Tríceps	C.Carga	CORRELAÇÃO RMS X FORÇA		
1	479,43333	71,22667	512,7	10,3953			
2	249,23333	21,25	281,76667	7,412	Bíceps	-0,610526	-0,6105256 0,3934902
3	493,900	49,113	316,367	10,793	Braquío	0,258166	0,25816566 0,6981818
4	567,267	61,103	208,667	8,189	Tríceps	0,198584	0,19858386 0,1119761
5	426,63333	64,94667	254,3	13,5833			
6	733,43333	32,41333	325,76667	9,2895			
7	232,300	33,130	128,000	7,217			
8	318,467	34,577	353,600	6,657			
9	380,600	42,610	138,600	9,467			
10	513,23333	69,33667	199,65	10,9933			
Média	439,45	47,97067	271,94167	9,39962			
DP	152,79936	17,77548	114,32903	2,12653			

VALORES DA CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA

Contraçãõ Contraction Voluntária Máxima

		Bíceps	Braquío	Tríceps
1	1	310,000	90,050	381,000
2	2	346,700	84,683	486,100
3	3	509,867	143,367	326,767
4	4	567,533	46,163	271,100
5	5	214,300	43,517	209,933
6	6	511,567	379,433	134,467
7	7	244,333	108,597	12,902
8	8	613,833	465,333	52,510
9	9	112,400	157,067	15,017
10	10	254,900	169,133	60,950
Média	Média	368,543	168,734	195,075
DP	DP	170,568	141,704	166,734

ANEXO 8

ESTATÍSTICA -COMPARAÇÃO ENTRE VALORES BRUTOS

Bíceps

	Neutro	Flexão	Abdução
1	425,33	606,33	479,43
2	224,30	268,83	249,23
3	491,70	403,07	493,90
4	516,53	650,47	567,27
5	311,73	514,47	426,63
6	491,80	872,03	733,43
7	272,63	323,17	232,30
8	495,23	399,47	318,47
9	195,87	391,00	380,60
10	347,10	308,67	513,23
Média	377,22333	473,75	439,45
DP	122,15297	188,0824	152,79936

Teste de Variância Múltipla
(ANOVA)
p 0.3899
Não Significativa

Braquiorradial

	Neutro	Flexão	Abdução
1	124,07	57,39	71,23
2	27,07	21,32	21,25
3	61,81	46,25	49,11
4	72,16	105,93	61,10
5	73,76	92,48	64,95
6	33,08	41,81	32,41
7	36,67	46,62	33,13
8	80,87	32,40	34,58
9	45,00	41,60	42,61
10	58,79	61,46	69,34
Média	61,3273	54,72533	47,9707
DP	28,7575	26,22835	17,7755

Teste de Variância Múltipla
(ANOVA)
p 0.4908
Não Significativa

ANEXO 9

Tríceps

	Neutro	Flexão	Abdução
1	482,47	605,17	512,70
2	290,10	282,43	281,77
3	299,50	306,23	316,37
4	245,10	285,23	208,67
5	233,53	249,57	254,30
6	346,30	355,17	325,77
7	122,53	131,47	128,00
8	349,57	342,07	353,60
9	132,97	125,80	138,60
10	136,70	144,93	199,65
Média	263,87667	282,8067	271,94167
DP	114,71569	141,7695	114,32903

Teste de Variância Múltipla
(ANOVA)
p 0.9434
Não Significativa

Comparação Força X Posição do Ombro

	Neutro	Flexão	Abdução
1	10,11667	10,72333333	10,395333
2	7,039	7,099333333	7,412
3	21,19667	10,01933333	10,793333
4	8,34	8,62066667	8,189
5	8,421333	13,80333333	13,583333
6	9,312667	10,164	9,2895
7	7,343333	6,968	7,2166667
8	23,31333	5,933333333	6,6566667
9	10,84333	7,32833333	9,467
10	8,662	9,464333333	10,993333
Média	11,45883	9,0124	9,3996167
DP	5,825127	2,32699756	2,1265319

Teste de Variância Múltipla
(ANOVA Não Paramétrico - Kruskal-Wallis)
p 0.7076
Não Significativa