

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FABIANO POLITTI

Eletromiografia das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide em indivíduos normais e portadores da Síndrome do Impacto

Tese apresentada ao Instituto de Biologia para obtenção do Título de Mestre em Biologia Celular e Estrutural na área de Anatomia.

Orientadora: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari

UNICAMP

2003

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DO INSTITUTO DE BIOLOGIA - UNICAMP**

Politti, Fabiano

**P759e *Eletromiografia das porções anterior, média e posterior
do músculo deltóide em indivíduos normais e portadores
da Síndrome do impacto/ Fabiano Politti. --***
Campinas, SP:[s.n.], 2003.

Orientadora: Evanisi Teresa Palomari

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas.

Instituto de Biologia.

1. Eletromiografia. 2. Músculos. 3. Síndromes. I. Palomari, Evanisi Teresa.
- II. Universidade Estadual de Campinas. Instituto de Biologia. III. Título.

Data da Defesa: 12/12/2003

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari (Orientadora) _____
Assinatura

Prof. Dr. Mathias Vitti _____
Assinatura

Prof. Dra. Inês Minniti Rodrigues Pereira _____
Assinatura

Prof. Dr. Humberto Santo Neto _____
Assinatura

AOS MEUS PAIS,

JOSÉ E LOURDES

"Que com muita simplicidade e sabedoria me fizeram entender a importância de ser um homem de valor e não um homem de sucesso e também acreditar e insistir em um sonho que, inicialmente, parecia muito distante. Hoje, o sonho está realizado e essa conquista não é somente minha, ela é nossa".

AOS MEUS AVÓS

Joana, que me ensinou uma das maiores virtudes da vida, a paciência.

João, pelo incentivo e carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

“Sei que meu trabalho é uma gota no oceano, mas sem ele, o oceano seria menor”.
(Madre Teresa de Calcutá)

Ao Professor **Ricardo Furtado**, estatístico do Departamento de Engenharia de Petróleo da UNICAMP, agradeço imensamente pela brilhante contribuição na orientação deste trabalho.

Aos meus irmãos, **Diogo** e **Bruno** e a minha amiga, companheira e namorada **Fabiana**, pela paciência, incentivo e respeito demonstrado ao entenderem a importância da realização deste trabalho.

À minha família de Mogi das Cruzes, meus pais **Márcio** e **Celina** e meus irmãos **Tiago**, **Marina** e **Maíra**, por terem me adotado incondicionalmente como filho e irmão durante a graduação, o meu muito obrigado.

Ao professor **Sérgio Carreira**, por me ensinar que a vida é uma oportunidade que temos para aprender sobre nós mesmos.

AGRADECIMENTOS

“A satisfação está no esforço feito para alcançar o objetivo e não em tê-lo conseguido”

(Mahatma Gandhi)

Tive a satisfação e a alegria de poder encontrar pessoas que, sem nenhum interesse ou apenas o de servir um amigo, me ajudaram na construção de mais uma importante parte de minha vida. A essas agradeço:

Ao **Prof. César Amorim**, engenheiro elétrico e proprietário da empresa *EMG System do Brasil LTDA*, por ter disponibilizado o eletromiógrafo e, também, por ser um colaborador imprescindível desta obra.

À **Eloísa Adriana Pintor Ellner**, fisioterapeuta de extrema competência e honestidade, responsável pelo Centro Municipal de Fisioterapia da cidade de Pedreira - São Paulo, por ter gentilmente viabilizado os pacientes e o espaço para a realização deste trabalho.

A **Edson Zinni**, secretário da saúde da cidade de Pedreira, por ter permitido a utilização do espaço público durante a coleta dos dados.

À **Ronaldo Ferreira**, meu irmão de coração e homem de raras virtudes, pela preocupação, incentivo, colaboração, respeito e carinho com que tem me tratado durante todos esses anos que nos conhecemos.

À **Isabel Lopes**, fisioterapeuta, que me acolheu assim que terminei a graduação e desde então, sempre esteve ao meu lado pronta para ajudar e incentivar. Sua alegria, lealdade e sinceridade me faz sentir orgulhoso de poder tê-la como amiga.

À **Profª Dra Miriam Celeste Sanaiotte Brandão**, professora de Anatomia da Universidade de Mogi das Cruzes, por ter sido minha primeira orientadora e ter despertado em mim a vocação para ciência. A você meu profundo respeito, carinho e admiração.

Aos amigos **Marcelo Camilotti** e **Natália Camilotti** pela consideração, incentivo e carinho demonstrados ao longo de nossa convivência.

À **Paulo Francisco dos Santos** e **Paulo Afonso Bernardes** técnicos responsáveis pelo laboratório de Anatomia da UNICAMP, por me tratarem com tanto carinho, amizade, respeito e por estarem sempre prontos a ajudar.

Aos colegas da **Pós-Graduação do Departamento de Anatomia** e do **Departamento de Biologia Celular e Estrutural** pelo companheirismo, carinho e respeito.

À **Eduardo José Caldeira** e **Elaine Minatel** pela amizade, consideração e por sempre estarem ao meu lado desde meu ingresso na pós-graduação.

À **Ana Floriano Rodrigues** e **Lourdes Pinheiro**, secretárias do Departamento de Anatomia, pela eficiência, paciência e amizade.

À **Sra Liliam Alves Senne Panagio**, pela eficiência, responsabilidade e segurança demonstrada durante a construção deste trabalho e, também, pelo carinho e atenção.

À **Leda Lopes**, terapeuta ocupacional, que me ajudou com muitos dos artigos desta tese e pela amizade, respeito e consideração.

À **Ana Elisa** e **Ana Paula Oliveira**, amigas que conquistaram minha admiração e simpatia e, também, uma parte do escasso tempo de minha orientadora.

À **Eraldo Zamai** empresário de raro talento, amigo que Deus enviou no momento em que eu mais precisava e que me ajudou a enxergar que a diferença somos nós quem fazemos. A esse amigo rendo não somente minha gratidão mas, também, meu respeito e admiração.

Ao **FAEP/UNICAMP**, pela concessão de Auxílio Pesquisa (Processo nº 0098/02), o que tornou possível à execução deste trabalho.

À **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, por ter disponibilizado a verba (Processo nº 2002/13559-1) que viabilizou a montagem do Laboratório de Eletromiografia no Departamento de Anatomia da UNICAMP.

À **CAPES**, pela bolsa de mestrado que possibilitou minha dedicação exclusiva ao Programa de Pós-Graduação em Biologia Celular e Estrutural.

À MINHA ORIENTADORA

“O mestre realmente competente convence, mas não discute.

*Um autêntico chefe, coloca cada homem em seu lugar, mas não tiraniza
ninguém”*

Lao-Tze

Ao olhar em seus olhos, no primeiro encontro senti que estava a frente de uma pessoa na qual poderia confiar e, assim, iniciou-se um novo estágio em minha vida. Felizmente, eu estava certo. Caminhamos juntos e hoje sei que não tenho somente uma orientadora, mas sobre tudo uma amiga. Agradeço profundamente pela amizade, confiança, dedicação, compreensão e paciência durante essa nossa jornada. Espero que esse trabalho seja realmente o início de muitos outros.

ÍNDICE

RESUMO.....	12
1. INTRODUÇÃO.....	13
2. REVISÃO DE LITERATURA	
2.1. Anatomia do Ombro.....	16
2.2. Biomecânica do Ombro.....	18
2.3. Síndrome do Impacto do Ombro.....	22
2.4. Testes Específicos para a Constatação da Síndrome do Impacto.....	25
2.5. Tratamento da Síndrome do Impacto.....	27
2.6. Fisioterapia.....	28
2.7. Eletromiografia	29
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	32
ARTIGO SUBMETIDO À PUBLICAÇÃO.....	39
Abstract.....	40
1. Introduction.....	42
2. Methods	
2.1. Subjects.....	44
2.2. Instrumentation.....	45
2.3. Acquisition of data	46
2.4. Analysis of data	47
2.5. Statistical Analysis.....	47
3. Results.....	48
4. Discussion.....	49
5. Conclusions.....	53
6. References.....	54
7. Figure and tables legends.....	59
8. Figures	61
9. Tables	64

4. CONSIDERAÇÕES E CONCLUSÕES FINAIS.....	68
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74
6. ANEXO I.....	83
7. ANEXO II.....	84
8. ANEXO III.....	85

RESUMO

A eletromiografia vem exercendo um importante papel no esclarecimento da atividade muscular em situações específicas, como as irregularidades da ação muscular em determinados movimentos do ombro em condições normais, patológicas ou em tratamento. Dentre as patologias que acometem o ombro, a Síndrome do Impacto tem se destacado por ser uma das causas mais frequentes de disfunção e dor. Portanto, foram analisadas as atividades eletromiográficas das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide em 30 indivíduos, sendo 15 normais e 15 portadores da Síndrome do Impacto do Ombro grau I e II de *Neer*, sedentários e que não realizavam qualquer tipo de treinamento para o membro superior. A força e a atividade eletromiográfica das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide e o ângulo de abdução do ombro obtidos na pesquisa foram comparados entre os grupos em um nível de significância de 0,05. Contudo, concluiu-se que não existe diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos ou seja, a resposta muscular, o ângulo de movimento e a força empregada pelos indivíduos portadores da síndrome do impacto não diferem das respostas apresentadas pelos indivíduos normais e que, a metodologia e o tipo de contração podem influenciar os valores eletromiográficos.

1. INTRODUÇÃO

Os primeiros conhecimentos literários sobre a ação dos músculos estriados esqueléticos, foram relatados por meio de observações anatômicas em cadáveres dissecados, com deduções de ordem puramente anátomo-mecânica (MACKENZIE, 1940). Graças ao avanço da medicina, observou-se pela eletrofisiologia que o estímulo elétrico parte diretamente do próprio músculo ou de sua inervação (DUCHENNE, 1949).

BÜLL et al., (1984), afirmaram que estes dois métodos forneceram informações importantes sobre a ação dos músculos esqueléticos, mas nada tão preciso como as obtidas usando o método eletromiográfico, definido por BASMAJIAN & DE LUCA (1985), como o estudo da função muscular por meio da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo na sua contração voluntária.

Além desse método de análise da função muscular favorecer novas perspectivas de diagnósticos clínicos, também tem auxiliado de forma efetiva o estudo cinesiológico da real participação do músculo vivo no movimento natural e voluntário com ou sem carga, como observado por ROWLANDS et al. (1995); HINTERMEISTER et al. (1998); BRINDLE et al. (1999) e DECKER et al. (1999).

No que concerne os movimentos realizados pelo ombro, a eletromiografia vem exercendo um importante papel no esclarecimento da atividade muscular em situações específicas como as irregularidades da ação muscular em condições normais, patológicas ou em tratamento (ROWLANDS et al., 1995; DECKER et al., 1999; BRINDLE et al., 1999; AUGÉ II & MORRINSON, 2000).

Dentre as patologias que acometem o ombro, a Síndrome do Impacto tem se destacado por ser uma das causas mais freqüentes de disfunção e dor (FERREIRA et al., 1988), tendo como particularidade anatômica a compressão mecânica das estruturas subacromiais (tendões do músculo supra-espinhal, porção longa do músculo bíceps braquial, bursa subacromial e, em menor extensão, o tendão do músculo infra-espinhal) sobre o arco subacromial (NEER, 1972), somando-se a uma característica degenerativa, iniciada por inflamação, seguida de fibrose e ruptura do manguito rotador nos casos de maior gravidade (SIZÍNIO et al., 1998).

Na falha do tratamento conservador durante um período de três a seis meses, o tratamento cirúrgico torna-se bastante indicado, para que a lesão do manguito rotador não se agrave no decorrer do tempo. Entre os procedimentos cirúrgicos realizados temos em ordem: a ressecção do ligamento coracoacromial, acromioplastia, claviculoplastia e quando necessário sutura das grandes e graves lesões do manguito rotador (GREVE et al., 1991; CHECCHIA & SANTOS, 1992; CHECCHIA et al., 1994; CHECCHIA & SANTOS, 1995; GODINHO et al., 1995; GREVE et al., 1995; BARBIERI et al., 1995; CHECCHIA et al., 1995; SANTOS et al., 1995; SANTOS et al., 1998).

O maior índice de ocorrência da referida síndrome encontra-se em jovens que praticam esportes individuais, com atividades que envolvem ações repetidas como a natação, tênis, voleibol, beisebol (TIBONE et al., 1985; INGBER, 2000; MEISTER, 2000) ou em pessoas idosas, que além do envelhecimento biológico do ombro, utilizam o braço de forma repetida em posição acima da cabeça em atividades ocupacionais ou atividades desportivas (GREVE et al., 1991; CORRIGAN & MAITLAND, 1994; FERREIRA et al., 1988; LUDEWIG & COOK, 2000).

MCCANN et al. (1993) e GREVE et al. (1995), indicaram como uma das formas de tratamento, diferenciados tipos de fortalecimento muscular, que na maioria dos casos envolvem toda a musculatura do ombro responsável pela estabilização e movimento. Por outro lado, HALBACK & TANK (1995), indicaram como forma de tratamento, a manutenção da rotação externa do ombro para alívio da dor e a incorporação precoce de exercícios que enfatizem a mesma rotação.

Na reabilitação fisioterapêutica da Síndrome do Impacto observa-se, comumente, por meio dos testes manuais de força muscular que os indivíduos apresentam dor e uma considerável diminuição na força de abdução e rotação externa no ombro lesado, quando comparado ao membro sadio.

Dessa forma, avaliamos a força e a atividade elétrica das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide em indivíduos normais e portadores da Síndrome do Impacto. Com isso, observarmos se existe diferença entre a atividade eletromiográfica e a força do músculo deltóide entre esses dois grupos e na ordem de atividade da porção anterior, média e posterior, uma vez que o entendimento dos mecanismos normais e patológicos do ombro, constituem a fundamentação da estratégia para o treino e a reabilitação do mesmo (GLOUSMAN, 1993).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Anatomia do Ombro

A compreensão anatômica das relações da cintura escapular deve anteceder a qualquer análise biomecânica de uma articulação em relação a outra e ao estudo das lesões que acometem o ombro. Assim sendo, as maiores discussões envolvem áreas específicas onde a mobilidade normal do ombro ocorre por meio dos movimentos das articulações estenoclavicular, acromioclavicular, glenoumeral e escapulotorácica, juntamente com o espaço subacromial (PRATT, 1994). Dessas articulações a escapulotorácica é considerada uma articulação fisiológica de movimento livre e sem qualquer restrição ligamentar, exceto nos pontos de apoio na articulação acromioclavicular (NORDIN & FRANKEL 1989).

A ação conjunta dessas articulações forma o maior complexo do aparelho locomotor (JANSEN et al., 2001), que devido a sua particularidade anatômica e tendo como base a sua funcionalidade é freqüentemente chamada de complexo do ombro (DONATELLI, 1997).

Graças a falta de limitações ósseas, a articulação glenoumeral é a que permite maior grau de movimento em comparação às outras articulações do corpo (BIGLIANI et al., 1996). A liberdade de movimento dessa articulação é proporcional ao aumento da estabilidade que ocorre por meio da cápsula articular, dos ligamentos glenoumerais e coracoumeral, das três porções do músculo deltóide e, principalmente, pelos músculos do manguito rotador (PRATT, 1994; BIGLIANI et al., 1996).

A cápsula articular é uma estrutura típica das articulações sinoviais e apresenta robustos espessamentos sobre a parte ventral da articulação denominados de ligamentos glenoumeral superior, médio e inferior (FERRARI, 1990; O'BRIEN et al., 1990), responsáveis

pela estabilização estática do ombro, por impedir movimentos acessórios nos extremos da amplitude articular (BLAISER & GOLDENBERG, 1992).

O ligamento coracoumeral, com localização ântero-superior e superficial à cápsula articular, auxilia na fixação do ombro durante os movimentos de flexão e extensão do úmero (KAPANDJI, 1990).

Acima da cabeça do úmero, existe um espaço delimitado por um arco fibro-ósseo formado pelo acrômio e processo coracóide unidos pelo ligamento coracoacromial. Nesse espaço, encontram-se o tendão da porção longa do músculo bíceps braquial e dos músculos subescapular, supra-espinhal, infra-espinhal e redondo menor, que constituem o tendão do manguito rotador e facilitam, principalmente, os movimentos de abdução, rotação interna e externa do ombro (PEAT, 1986; PRATT, 1994).

Denominados de rotadores externos do úmero, os músculos infra-espinhal e redondo menor se originam, respectivamente, na fossa infra-espinhal da escápula e borda lateral da mesma e se inserem no tubérculo maior do úmero abaixo da inserção do tendão do músculo supra-espinhal que se origina na fossa supra-espinhal da escápula e tem como função a abdução do ombro. Considerado como principal rotador interno do úmero, o músculo subescapular se origina na face anterior da escápula denominada fossa subescapular e se insere no tubérculo menor do úmero (CARMICHAEL & HART, 1985; DE PALMA, 1990).

O tendão do músculo bíceps braquial cabeça longa é considerado como o quinto elemento do manguito rotador e tem sua origem no tubérculo supraglenóideo da escápula. Essa porção pode ocupar uma posição intracapsular parcial ou total. Depois de atravessar a cavidade articular seu trajeto é orientado por um espaço compreendido entre o tubérculo maior

e menor do úmero, denominado sulco intertubercular, para se inserir na tuberosidade do rádio e aponeurose do bíceps braquial (CARMICHAEL & HART, 1985 e DE PALMA, 1990).

A articulação glenoumeral é composta por dois sistemas musculares sendo um interno, formado pelos músculos do manguito rotador e outro externo, composto pelos músculos deltóide e redondo maior. O deslizamento entre as paredes desses músculos é facilitada pela interposição de uma bolsa serosa, que apresenta uma cavidade virtual lubrificada pelo líquido sinovial, denominada de bursa subacromial (PEAT, 1986; DE PALMA, 1990).

O músculo deltóide também participa da dinâmica do ombro e suas três porções recobrem externamente as regiões anterior, lateral e posterior da articulação glenoumeral. A porção anterior possui origem na borda anterior, superfície superior e terço lateral da escápula; a porção média, na margem lateral e superfície superior do acrômio e a porção posterior, origina-se no lábio inferior da borda posterior da espinha da escápula. Essas fibras convergem distalmente para formar um curto e forte tendão que se insere no tubérculo do deltóide localizado na borda lateral do úmero (DE PALMA, 1990).

A inervação do ombro acontece, principalmente, pelos nervos supraescapular e axial, todos pertencentes ao tronco superior do plexo braquial e a irrigação se dá por meio dos ramos articulares das artérias circunflexas anterior e posterior do úmero e da supraescapular (GRAY & GOSS, 1988).

2.2 Biomecânica do Ombro

O ombro oferece o suporte necessário para elevar o braço em praticamente todos os planos em relação ao tronco e, conseqüentemente, permite que a extremidade superior levante e sustente grandes pesos acima do plano horizontal (DE PALMA, 1990).

O limite estático da articulação glenoumeral e o seu respectivo movimento durante as diferentes atividades é imposto pela geometria articular dos componentes dessa cavidade e pela mobilidade dos tecidos envolvidos (MEISTER, 2000).

Quanto à mobilidade do membro superior, destaca-se o fato que o braço pode mover-se por aproximadamente 180° de flexão e 60° de hiperextensão no plano sagital (BLAKELY & PALMER, 1984; NORDIN & FRANKEL, 1989), isso ocorre se a articulação do ombro não apresentar nenhuma rotação (BLAKELY & PALMER, 1984). A abdução deve atingir até 180°, entretanto, pode ser limitada pela quantidade de rotação interna que ocorre simultaneamente com esse movimento. Se a articulação for rodada internamente ao máximo, o braço pode produzir uma abdução somente de 60° (BLAKELY & PALMER, 1984).

Além desses movimentos, o braço pode rodar até 180°, sendo 90° de rotação interna e 90° de rotação externa, que pode ser limitada durante a abdução (HALBAK & TANK, 1995). Em 90° de abdução, o braço pode rodar somente 90° considerando-se a rotação interna e externa, entretanto, o movimento completo de 180° acontece quando o braço se encontra em posição neutra (BLAKELY & PALMER, 1984).

As características dos movimentos combinados do complexo do ombro acontecem cada vez que o braço é levantado em flexão ou abdução, no momento que ocorrem os movimentos da escápula e da clavícula, descrevendo o ritmo escápulo-umeral (HAMILL & KNUTZEN, 1999). Esse ritmo explica a necessidade da variação em graus do posicionamento da escápula.

INMAN et al., (1944), demonstraram que durante todo o movimento de flexão e abdução da articulação glenoumeral existe ação simultânea da cintura escapular após 30° de abdução ou 60° de flexão anterior do úmero. Com isso, a cada 2° de movimento do úmero

existe 1° de rotação da escápula e a cada 15° de movimento glenoumeral, correspondem 5° de rotação externa da escápula mantendo-se até 170°.

Todo o arco de movimento da abdução tem a participação do músculo deltóide e supra-espinhal, onde a ação deste torna-se qualitativa na coaptação articular e quantitativa na resistência e potência da abdução (KAPANDJI, 1990). Esses dois músculos são ativos desde o início da abdução, porém, o músculo supra-espinhal possui maior participação até 60° de movimento e o deltóide é mais ativo entre os 90° e 180° (INMAN et al., 1944; PEAT & GRAHAN, 1977; PROPPEN & WALKER, 1978; KAPANDJI, 1990).

Devido a sua potência, o músculo deltóide é capaz de participar de todos os movimentos do braço, podendo ser requisitado em quase todos os exercícios que exijam a participação dos membros superiores (WIRHED, 1986). Além disso, é importante na estabilidade dinâmica da articulação glenoumeral e tem, também, a função de elevar o membro superior até o plano escapular (LEE et al., 2000; LEE & AN, 2002).

A eletromiografia demonstra que a ação das três porções desse músculo não se restringe a gerar a abdução, mas também a realizar diferentes funções em relação a posição do membro superior (MICHIELS & BODEM, 1992). Essas três porções têm um papel crescente na abdução e decrescente no retorno do movimento (CAMPOS et al., 1994), porém na abdução com rotação medial do braço é observado maior atividade da porção anterior e média (YAMSHOW & BIERMAN, 1949; MALANGA et al., 1996) e na rotação lateral a porção posterior do músculo deltóide se torna mais ativa (YAMSHOW & BIERMAN, 1949). Durante a abdução do membro superior com contração voluntária a porção anterior, geralmente, é mais ativa ou possui uma atividade semelhante à porção média sendo essas sempre mais ativas que a porção posterior, independentemente do plano de movimento (escapular ou frontal) e do tipo

de contração muscular (HAGBERG, 1981; KRONBERG et al., 1991; TOWNSEND et al., 1991; MCCANN, 1993; OLIVEIRA et al., 2001).

Na ausência do músculo deltóide, o manguito rotador é capaz de abduzir completamente a articulação glenoumeral com aproximadamente 50% da força normal (STAPLES & WATKINS, 1934).

Com a paralisia do músculo supra-espinhal, conseguida por meio de bloqueio anestésico do nervo supraescapular pode ser observado que a 0° de abdução a força de elevação do membro superior diminui 35% com perda gradativa a medida que se aumenta o ângulo desse movimento, podendo diminuir até 60% entre 80° e 150° (COLACHIS & STROHM, 1971). Na ausência do músculo supra-espinhal a abdução torna-se possível mas, o músculo deltóide necessita dos três músculos restantes do manguito rotador para ajudar a estabilizar a cabeça do úmero na cavidade glenóide, uma vez que os quatro músculos do manguito rotador são ativos durante toda a abdução ativa, embora suas contribuições relativas dependam da amplitude da abdução (INMAN et al. , 1944).

Para que o membro superior atinja 180° de abdução ou flexão, após os 90° inicia-se uma rotação externa do úmero que pode passar de 20° de movimento. Com essa rotação, o músculo bíceps braquial cabeça longa pode auxiliar esse movimento de abdução e assumir o papel do músculo deltóide, embora a resistência possa estar diminuída (STAPLES & WATKINS, 1934).

Vale ressaltar que todos os músculos descritos anteriormente estão envolvidos de forma efetiva nos movimentos de flexão, extensão e abdução do braço, mas a atividade acentuada ou não dos mesmos depende exatamente da posição em que se encontra o braço durante qualquer movimento. Geralmente, a maior atividade está diretamente relacionada com

o deslocamento do membro em uma determinada direção, enquanto que a menor atividade é verificada entre os músculos que ajudam a promover a estabilidade da articulação durante o mesmo movimento.

2.3 Síndrome do Impacto do Ombro

O termo impacto da porção tendinosa do músculo supra-espinhal e do tendão do músculo bíceps braquial cabeça longa contra o arco coracoacromial (ligamento coracoacromial e terço ântero-inferior do acrômio, processo coracóide e articulação acromioclavicular) foi introduzido por NEER (1972) e identificado como a causa mais comum de lacerações e lesões dos tendões desses músculos.

Na tentativa de compreender as relações anatômicas dessa região, verificou-se em estudos radiológicos com incidência lateral da escápula a relação entre o músculo supra-espinhal e o acrômio, originando o termo *supraspinatus outlet* ou túnel do supra-espinhal (NEER & POPPEN, 1987).

Além do tendão do músculo supra-espinhal e músculo bíceps braquial cabeça longa; a bursa subacromial e a articulação acromioclavicular, também, podem ser acometidas. Estes tecidos podem estar sujeitos a impactos de repetição entre o tubérculo maior e o acrômio se o úmero estiver em rotação externa ou neutra; e com o espesso ligamento coracoclavicular, se o úmero estiver rodado internamente ou em abdução maior que 80°. O impacto pode ocorrer durante o movimento da mão acima do ombro durante o jogo de tênis, natação (estilo *borboleta* ou *crawl*), movimentos de lançamento em esportes que exijam arremesso ou em atividades diárias repetitivas (RYU et al., 1988; GLOUSMAN, 1993; MEISTER, 2000).

Outra possibilidade de se desenvolver a gênese da Síndrome do Impacto é a variação na forma e inclinação do acrômio com a escápula tendo como base sua curva lateral classificada em reta, curva e ganchosa, sendo os dois últimos tipos os mais relacionados com o distúrbio (MORRISON & BIGLIANI, 1987)

A evolução clínica da Síndrome do Impacto acontece de acordo com a evolução anátomo-patológica (NEER, 1983) e suas relações anátomo-clínicas foram descritas por NEER (1972) e NEER (1983) em 3 fases:

A fase I caracteriza-se pelo edema e hemorragia reversível, principalmente dos tendões dos músculos supra-espinhal e músculo bíceps braquial cabeça longa, porém sem lesões anatômicas. A dor é aguda de início súbito e mais comum em jovens que excedem o uso do membro superior em movimentos acima de 90° durante o trabalho ou prática desportiva.

Na fase II, devido a repetição do impacto, pode ser encontrado fibrose da bursa subacromial e tendinite caracterizada pelo espessamento e sinais inflamatórios do tendão do manguito rotador. A dor costuma ser crônica intermitente em pacientes com idade entre 25 e 45 anos, com resposta favorável ao tratamento conservador em 70 % dos casos. Essa fase foi subdividida por OLSEWSKI & DEPEW (1994) em fase IIA, sem ruptura de tendão, e IIB, com ruptura parcial de tendão.

A fase III é observada em indivíduos com mais de 40 anos de idade que apresentam ruptura parcial ou completa de um ou mais tendões e freqüentemente requerendo tratamento cirúrgico. Podem ser observadas ao exame radiológico alterações ósseas típicas como osteófitos na articulação acrômio-clavicular e borda ântero-inferior do acrômio, cistos subcondrais, além de esclerose do tubérculo maior do úmero e no contato da cabeça do úmero com o acrômio nos casos de ruptura maciça do manguito.

COFIELD (1985) descreveu outra abordagem sobre a evolução anátomo-patológica da Síndrome do Impacto respeitando-se a seguinte seqüência: 1- “estiramento tendinoso” com conseqüentes rupturas estruturais microscópicas; 2 - inflamação tendinosa caracterizada por edema, infiltrado celular e invasão celular; 3 - fibrose tendinosa e bursal que é secundária à inflamação crônica, com espessamentos das estruturas; 4 – ruptura tendinosa parcial ou total; 5 – “artropatia do manguito rotador” decorrente da perda da cartilagem da articulação glenoumeral.

O aspecto clínico dessa patologia caracteriza-se pelo grau de inflamação das estruturas e não pelo tamanho da lesão. A dor manifesta-se na região ântero-lateral do braço, sendo mais evidente na inserção do músculo deltóide, podendo irradiar-se até a região escapular (origem dos músculos supra e infra-espinhal) e cotovelo, sem ultrapassar seus limites estando presente em todas as fases das lesões de maneira espontânea aumentando com os movimentos (KESSEL & WATSON, 1977; CHECCHIA & SANTOS, 1992; MARKS et al., 1994), podendo até causar uma redução do controle motor central (BROX et al., 1997).

O arco doloroso é caracterizado durante a elevação do membro superior em rotação interna entre 70° e 120° com alívio após os 120° (SIZÍNIO et al., 1998). A atividade eletromiográfica das fibras médias do músculo deltóide e de todos os músculos do manguito rotador também é diminuída no arco de movimento da abdução compreendido entre 30° e 120° (REDDY et al., 2000).

O quadro clínico não é suficiente para estadiar a evolução da Síndrome do Impacto, sendo necessário também a anamnese pormenorizada da ocorrência do distúrbio, concomitantemente ao exame físico da articulação do ombro. Além disso, deve ser levado em

consideração a presença de dor, deformidades, hipotrofia articular, deficiência de movimentos e de força muscular (ROCHWOOD & MATSEN, 1990; NEER, 1995).

Técnicas diferenciadas tais como a análise radiológica, ultra-sonográfica, pneumoartrográfica e por tomografia computadorizada, permitem maior segurança do diagnóstico por oferecerem melhor visualização da anatomia do acrômio e dos tendões do manguito rotador (CHECCHIA & SANTOS, 1992). Na tentativa de excluir doenças sistêmicas, os exames laboratoriais também devem fazer parte dos métodos de investigação da Síndrome do Impacto, incluindo-se hemograma completo, dosagem de ácido úrico, hemossedimentação, fator reumatóide e dosagens bioquímicas (ROCKWOOD & MATSEN, 1990; NEER, 1995).

2.4 Testes Específicos para constatação da Síndrome do Impacto

Na prática clínica as investigações manuais são muito utilizadas durante a avaliação da Síndrome do Impacto. Na palpação, pode ser observado a presença de crepitações no ombro, sugerindo o rompimento da bursa subacromial, geralmente presente na fase II e III de NEER (SIZÍNIO et al., 1998).

O teste de força muscular é outro procedimento de avaliação que auxilia a comprovação da redução da força de abdução e rotação externa no membro acometido. Alguns desses testes foram descritos por KENDALL et al. (1995) e devem ser aplicados nos dois membros com conseqüente comparação dos resultados. A maior contribuição desse método acontece quando ocorre a ruptura parcial ou maciça do manguito rotador. Nessa fase, observa-se a atrofia dos músculos supra e infra-espinhal (SIZÍNIO et al., 1998).

Dentre os testes de comprovação clínica, o de *Neer* não é considerado específico para a Síndrome do Impacto, sendo positivo para capsulite adesiva, instabilidade multidirecional e lesões da articulação acrômio-clavicular. Pode ser utilizado como um teste irritativo do manguito rotador, uma vez que proporciona dor durante o choque das estruturas subacromiais gerado pelo tubérculo maior do úmero contra o arco córaco-acromial. Nesse teste o examinador estabiliza a escápula do paciente com a mão esquerda e eleva rapidamente o membro superior em flexão anterior com a mão direita. (NEER & WELSH, 1977; NEER, 1995).

O teste de *Jobe* é considerado irritativo e específico para a avaliação da força do músculo supra-espinhal. É realizado com o cotovelo do indivíduo estendido e os membros superiores elevados em 90° com o polegar apontando para baixo, enquanto concomitantemente, o examinador faz a contra-resistência nos dois membros (JOBE & JOBE, 1983).

Outro teste importante é o de *Hawkins* que tem como finalidade avaliar a força do músculo supra-espinhal e ser irritativo para o manguito rotador. Nesse teste o indivíduo deve abduzir o membro superior até aproximadamente 90° com flexão de 90° do cotovelo e realizar movimento de rotação externa, enquanto o examinador faz contra-resistência. Esse movimento deve proporcionar o impacto das partes moles contra o arco córaco-acromial (HAWKINS & KENNEDY, 1980).

Para investigar o tendão do músculo bíceps braquial cabeça longa, pode ser utilizado o teste irritativo de *Yergarson*. Na realização desse teste o indivíduo deve deixar o membro superior em adução zero com 90° de flexão do cotovelo. O examinador deve aplicar uma

rotação externa forçada no cotovelo e puxá-lo para baixo enquanto apalpa o trajeto do tendão do músculo bíceps braquial cabeça longa (YERGASON, 1931).

Na verificação da integridade do músculo subescapular utiliza-se o teste de *Gerber*, considerado positivo quando o indivíduo apresenta dificuldade de manter o membro superior em rotação interna e afastado da região lombar (SIZÍNIO et al., 1998).

A articulação glenoumeral também pode ser investigada pelo teste de *Rockwood* que contribui com uma avaliação da hiperelasticidade, instabilidade e subluxação da articulação glenoumeral (ROCKWOOD & MATSEN, 1990).

2.5 Tratamento da Síndrome do Impacto

Antes do início do tratamento da Síndrome do Impacto é necessário saber o tipo de lesão e em qual fase se encontra (GREVE et al., 1995). Com isso, o tratamento divide-se em conservador para os estágios I e II de Neer, quando tem o objetivo de recuperar a biomecânica normal do ombro por meio de exercícios (BASMAJIAN, 1980; COFIELD, 1985; BJORKENHEIM et al., 1988; DE PALMA, 1990) e cirúrgico para o estágio III ou em caso da necessidade de retirada do acrômio (CHECCHIA & SANTOS, 1992; CHECCHIA et al., 1994; GODINHO et al., 1995). Entretanto, TAKAGISH (1978) relatou a incidência de 44% de resposta positiva ao tratamento conservador entre os pacientes com prova artroscópica de rompimento de manguito rotador.

As modalidades do tratamento conservador incluem a Fisioterapia, o descanso, a eliminação das atividades que agravam os problemas e anti-inflamatórios não esteróides. Além disso, o sucesso desse tratamento depende do entendimento da anatomia e biomecânica do ombro e cintura escapular, além de uma rigorosa investigação sobre a disfunção apresentada

pelo indivíduo acometido por anormalidades no ombro (ALTCHEK et al., 1990; MARKS et al., 1994, BIGLIANI & LEVINE, 1997).

A persistência do tratamento conservador entre os indivíduos que apresentam pequena lesão do manguito rotador por um tempo maior, pode aumentar e agravar a lesão, causar intensa retração dos tendões, dificultar a reparação e a abordagem terapêutica (CHECHIA et al., 1994). Dentre os tratamentos cirúrgicos, os mais utilizados são os que envolvem a artroscopia, utilizada na descompressão subacromial, reparos das lesões do manguito rotador e tratamento de artrose sintomática da articulação acromioclavicular (CHECCHIA & SANTOS, 1992; GODINHO et al., 1995; CHECCHIA & SANTOS, 1995; SANTOS et al., 1998).

2.6 Fisioterapia

Após classificar o estágio que se encontra a patologia, a meta para reabilitação do portador da Síndrome do Impacto e outras desordens do manguito rotador deve respeitar a seguinte progressão: controle da dor, restauração do movimento, melhora da função do manguito rotador, fortalecimento dos músculos escapulares, correção da postura, retorno à função e prevenção (LASTAYO & JAFFE, 1994).

Para o controle da dor, devem ser suspensas as atividades repetitivas que utilizem o membro acima de 90°, descanso em tipóia, uso de gelo (fase aguda) e calor profundo (pós-fase aguda) obtido, principalmente, por meio de ondas-curtas, laser e ultra-som (SIZÍNIO et al., 1998).

O programa de reabilitação deve respeitar três fases, dependendo da atividade muscular do ombro: fase I movimentos passivos; fase II, movimentos ativos e fase III, movimentos resistidos (MCCANN et al., 1993). Dentre os movimentos passivos, destacam-se a

mobilização articular, a propriocepção neuromuscular e os movimentos de estiramento capsular, indicados após o controle da dor na restauração do movimento e melhora da função global do ombro (DAYSON, 1987; KISNER & COLBY, 1990; MCCLURE & FLOWERS, 1992; MCCARTHY et al., 1992). Após a eliminação da dor, a cinesioterapia, através dos exercícios isométricos e isotônicos, torna-se o tratamento mais indicado para restaurar a mobilidade do ombro. FERREIRA et al. (1988), GREVE et al. (1995), HINTERMEISTER et al. (1998) descreveram que esses exercícios devem fortalecer os três grupos musculares que agem na articulação: músculos de propulsão (deltóide, peitoral maior e grande dorsal); músculos estabilizadores (manguito rotador e bíceps braquial cabeça longa) e músculos escapulares (músculo trapézio e serrátil anterior).

A biomecânica demonstra que o reforço destes grupos musculares possibilita que a cabeça do úmero se afaste do acrômio aliviando o fenômeno de compressão. Secundariamente, o músculo deltóide e toda a musculatura da cintura escapular devem ser reforçados (SIZÍNIO et al., 1998).

Este tratamento deve ser realizado pelo menos durante oito semanas e iniciar com movimentos sem carga. De acordo com a evolução do quadro clínico de cada paciente, os exercícios resistidos de contração concêntrica e, posteriormente excêntrica devem encerrar o tratamento (ROCKWOOD & MATSEN, 1990; NEER, 1995).

2.7 Eletromiografia

A eletromiografia pode ser definida como o estudo da função muscular por meio da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Esse método permite o registro do potencial de ação da unidade motora podendo ser empregado

como método diagnóstico para doenças neuromusculares, traumatismos e como instrumento cinesiológico, visando descrever o papel de diversos músculos em atividades específicas (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; PORTNEY, 1993).

Na análise do movimento humano, esse registro acontece por meio da monitoração do sinal mioelétrico captado por eletrodos que podem ser intramusculares ou de superfície, este último considerado o mais adequado para os estudos cinesiológicos, principalmente durante a realização de um determinado movimento (DE LUCA, 1997).

Depois de ocorrerem as primeiras descrições sobre a relação entre tensão muscular e eletromiografia (LIPPOLD, 1952; INMAM, 1952), verificou-se dois estados musculares específicos, força e fadiga (EDWARDS & LIPPOLD, 1956; GRAHN, 1979; WOODS & BIGLAND, 1983; DE LUCA, 1997; KOMI et al., 2000; LINNAMMO et al., 2000; LINNAMMO et al., 2002; LINNAMMO et al., 2003).

O indicativo qualitativo da relação entre força muscular e atividade eletromiográfica, ocorre quando se observa o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico juntamente com o aumento da força e da velocidade de contração do músculo. A relação direta entre essas duas variáveis, depende basicamente de fatores como o comprimento do músculo, tipo de contração, colocação dos eletrodos, além da preocupação com a quantidade de gordura no tecido subcutâneo quando utilizado o eletrodo de superfície (DE LUCA, 1997).

As características dos sinais diferem quanto às contrações isométricas e isotônicas. Na contração isométrica o sinal é considerado estacionário devido a estabilidade da posição dos eletrodos com a respectiva atividade das fibras musculares. Por sua vez, a contração isotônica apresenta um sinal não estacionário devido à variação não linear do comprimento e da força

desprendida pelas fibras musculares que aumenta a dificuldade da coleta e a análise do sinal eletromiográfico (SOLDERBERG, 1984; DE LUCA, 1997).

A ativação e a estratégia do recrutamento da unidade motora do músculo bíceps braquial apresentou limiar de contração e de força menores na contração isotônica na fase concêntrica e excêntrica, em diferentes planos e cargas, quando comparada com a contração isométrica (LINNAMMO et al., 2003).

Para relacionar força muscular e atividade eletromiográfica, pode ser utilizado o transdutor de força que permite uma análise da força máxima desprendida em um determinado plano de movimento no instante em que é coletado o sinal eletromiográfico (COURY et al., 1998; BERNARDI et al., 1999)

3. MATERIAL E MÉTODOS

Foram analisados 30 indivíduos, não praticantes de atividade desportiva ou qualquer tipo de treinamento específico para os membros superiores, distribuídos em 2 grupos:

- Grupo normal (GN), constituído por 15 indivíduos sendo 5 homens e 10 mulheres, destros com idade entre 23 e 56 anos;
- Grupo portador da Síndrome do Impacto (GSI), constituído por 15 indivíduos sendo 6 homens e 9 mulheres, 14 destros e 1 sinistro com idade entre 24 e 65 anos.

Para a avaliação do GN foi utilizado movimentos ativos e passivos durante a amplitude do ombro e os testes de *Gerber*, *Jobe*, *Yergarson*, *Rockwood*, *Neer* e de *Hawkins*, além de testes manuais de força dos músculos abdutores, adutores, rotadores internos e externos (KENDALL et al., 1995). Essa avaliação foi padronizada por uma ficha de anamnese (ANEXO I) e permitiu a inclusão dos indivíduos que não apresentaram instabilidade, limitação da amplitude do arco de movimento.

Os indivíduos do GSI foram triados do Centro Municipal de Fisioterapia da cidade de Pedreira, São Paulo. As informações pessoais, o diagnóstico médico, os exames de ultra-som e radiografia com os respectivos resultados que comprovaram a referida síndrome, foram obtidos por meio de fichas médicas existentes no referido local. Posteriormente, foi padronizado o exame clínico com uma ficha de anamnese (ANEXO II).

Dessa maneira, fizeram parte do estudo apenas os indivíduos portadores da Síndrome do Impacto grau I e grau II de *Neer*, confirmados por exames de ultra-som e radiografia, e pelos testes de *Neer*, *Jobe*, *Hawkins* bem como os que não possuíam calcificação.

Todos os indivíduos do GSI estavam em fase inicial de tratamento fisioterapêutico e, portanto, sem passar por qualquer tipo de fortalecimento muscular direcionado aos músculos do ombro. Foram desconsiderados os indivíduos que faziam uso crônico de analgésicos e com histórico de infiltração num período inferior a 30 dias da data de aquisição eletromiográfica.

Antes da realização do exame físico e da coleta de dados, os indivíduos foram informados sobre os objetivos e procedimentos a serem adotados. Posteriormente, assinaram um Consentimento Formal de Participação, previamente autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, de acordo com os termos da Resolução n.º 196/96, Outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde (ANEXO III).

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide, os indivíduos permaneceram sentados em uma cadeira, com o ombro e membro desnudo, coluna ereta, joelhos fletidos em 90°, pés semi-afastados, braço abduzido próximo à linha do plano escapular com extensão total do cotovelo, punho cerrado e em rotação interna segurando a argola do transdutor de força (Figura 1).

As regiões a serem estudadas foram previamente preparadas com álcool 70% para a eliminação de resíduos gordurosos, seguida de esfoliação da pele feita por um tablete seco-preparador de pele (*Dry Prep Pad, Bio-logic Systems Corp*®) e nova limpeza com álcool.

Com o membro superior abduzido a aproximadamente 90° e em posição neutra em relação a rotação do úmero, os eletrodos foram fixados, após demarcação dos pontos motores, em cada porção do músculo deltóide a ser analisada, conforme sugerido por SODERBERG & COOK, 1984; SOLOMONOW, 1995; ARAÚJO et al., 1995.

Para a captação do sinal elétrico, foram utilizados eletrodos de superfície ativos bipolares, compostos por amplificador de instrumentação com ganho de 20 vezes, capacidade de eliminação de ruído, botão de pressão na extremidade no qual foi conectado *eletrodos auto-adesivo monopolar passivo de cloreto de prata *MedicalTrace*[®] (Figura 2). O fio terra foi ligado ao punho do membro oposto ao analisado por uma argola depois de ser untado com gel eletrocondutor *Lectron II (Pharmaceutical Innovations*[®]) para aumentar a capacidade de eletrocondução e impedir o efeito de interferência de ruídos externos (DE LUCA, 1997).

A escolha do eletrodo de superfície teve como finalidade proporcionar maior conforto aos indivíduos, como verificou VITTI & BASMAJIAN (1975) em seus achados sobre a musculatura superficial da mastigação, onde não foram encontradas diferenças nos registros entre este e o eletrodo de fio na atividade do músculo masseter.

A contração isométrica voluntária máxima das três porções do músculo deltóide também foi verificada usando o **transdutor de força (*EMG System do Brasil Ltda*[®] - Figura 3). Esse equipamento teve uma de suas extremidades fixada por uma faixa regulável em um gancho fixado na parede e a outra extremidade livre para ser empunhada pelo indivíduo no momento do exame (Figura 1).

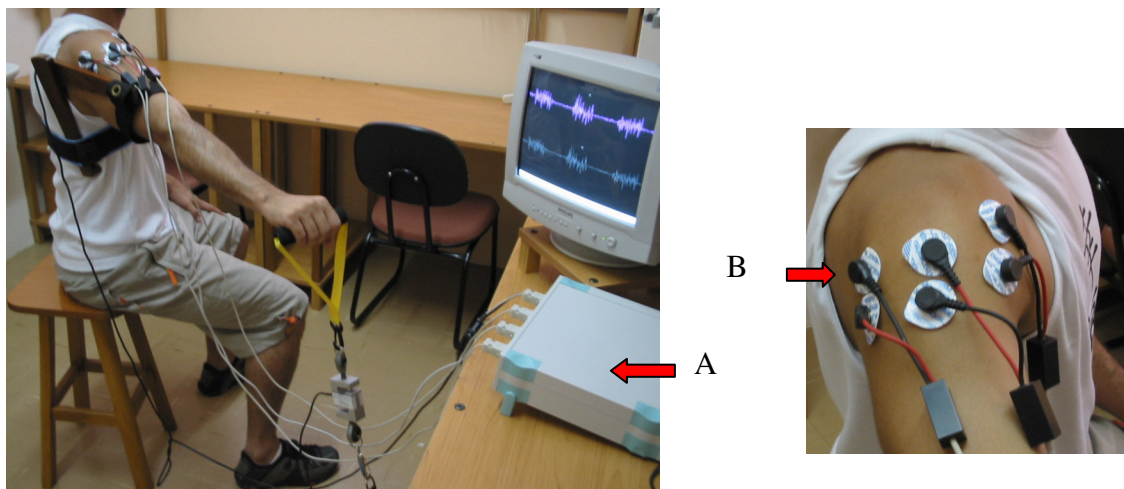


Figura 1. Posição do indivíduo e dos instrumentos durante a coleta dos dados. (A) Eletromiógrafo (*EMG System do Brasil Ltda*[®]). (B) Disposição dos eletrodos no músculo deltóide.

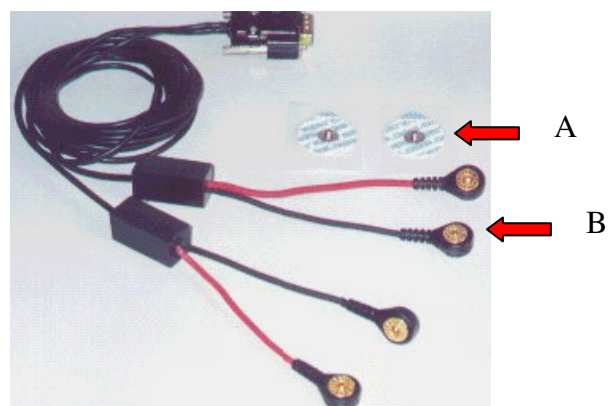


Figura 2. (A) Eletrodos monopolares de superfície auto-adesiva (*MediTrace*[®]). (B) Eletrodos ativos bipolares com botão de pressão (*EMG System do Brasil Ltda*[®]).



Figura 3. Transdutor de força (*EMG System do Brasil Ltda*[®]).

Para controlar o ângulo de movimento foi utilizado o *eletrogoniômetro (*EMG System do Brasil Ltda*[®]) formado por um potenciômetro preso entre duas hastes de madeira (Figura 4), fixadas por duas faixas com velcro em uma de suas faces e seu centro alinhado com a face posterior do acrômio. O braço móvel permaneceu alinhado com a linha médio-lateral do úmero e o braço fixo paralelo aos processos espinhosos das vértebras (Figura 1). Esse equipamento interagiu de forma conjugada com o sistema de aquisição de sinais eletromiográficos, informando a posição articular do ombro durante o movimento de abdução.



Figura 4. Eletrogoniômetro (*EMG System do Brasil Ltda*[®])

Para a utilização do eletrogoniômetro e do transdutor de força foi necessário habilitar dois canais do sistema de aquisição de dados. Antecedendo a fixação no indivíduo a ser analisado, o eletrogoniômetro foi calibrado por meio de um goniômetro manual *CARCI (Ind. e Com. de Aparelhos Cirúrgicos e Ortopédicos Ltda*[®]); o transdutor de força por diferentes pesos (1, 2 e 3 Kgf) e os canais de entrada dos eletrodos foram calibrados, atribuindo-se um valor zero de referência a voltagem registrada durante o contato do eletrodo ativo com o eletrodo de aterramento (curto-circuito).

Antes do início da coleta dos dados, a altura do transdutor de força foi ajustada pelo eletrogoniômetro, fixado no indivíduo para que a abdução não passasse dos 85°, uma vez que na abdução de 90° existe uma aproximação do tubérculo maior do úmero com o arco córacio-acrômial com conseqüente pressão e dor do tendão do manguito rotador.

Foi utilizado o *eletromiógrafo (*EMG System do Brasil Ltda*®), composto de 6 canais, placa de conversão A/D (analógico-digital) de 12 bits de resolução e frequência de amostragem para 35.000 amostras/s, faixa de leitura do conversor A/D: 2,5V e entrada analógica 08 no modo simples (Figura 1). Os canais foram compostos por filtros com banda de frequência entre 20 (FPA) e 500 Hz (FPB), ganho de amplificação de 1000 vezes e frequência de amostragem de 2000Hz. Os registros da atividade eletromiográfica da força máxima aplicada durante a abdução do ombro e do ângulo de movimento foram gravados simultaneamente durante 8 segundos e regravados após 3 minutos de descanso. Para os procedimentos relativos à coleta, ao registro e ao tratamento do sinal eletromiográfico, foram seguidas as recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia Cinesiológica, ISEK (DAYNTY & NORMAN, 1987).

Os sinais gerados pelo eletromiógrafo (dados brutos e potenciais em RMS), transdutor de força e eletrogoniômetro foram visualizados e controlados on-line, as análises realizadas off-line e arquivadas em um **microcomputador *Pentium IV equipado* com uma impressora *HP Deskjet 840 C*.

O processo foi avaliado individualmente através da abertura de uma janela móvel com o tempo de 1 segundo no período de maior pico registrado pelo transdutor de força. Depois de selecionada a faixa, as informações foram transferidas para um arquivo do software (*EMG System do Brasil Ltda*®) onde os traçados de todos os sinais obtidos nessa janela foram

divididos em 2000 pontos e o sinal eletromiográfico bruto total retificado para a obtenção de um valor absoluto, de tal forma que as deflexões negativas foram convertidas para positivas.

A análise estatística foi baseada na combinação dos valores obtidos entre duas amostras independentes (GN e GSI), pelo teste não paramétrico de Wilcoxon e o de aproximação normal (SACHS, 1984; BUSSAB & MORETTIN, 2002). Os valores expressos pela atividade eletromiográfica, força muscular e ângulo de movimento do ombro foram submetidos à análise de variância aceita com um nível de significância de 0,05.

* FAPESP – Proc. nº 2002/13559-1

** Faep/UNICAMP – Proc. 0098/02

Artigo a ser submetido no periódico: Journal of Electromyography and Kinesiology

ELECTROMYOGRAPHY OF THE DELTOID MUSCLE IN NORMAL INDIVIDUALS
AND INDIVIDUALS WITH SHOULDER IMPINGEMENT SYNDROME.

Authors: Politti, F.¹, Palomari, E. T.¹, Furtado, R.² and Amorim, C. F.³

¹Departament of Anatomy, Institute of Biology–UNICAMP–Campinas, São Paulo, Brazil

²Departament of Petroleum Engineering, Mechanical Engineering–UNICAMP–Campinas, São Paulo, Brazil

³ Department of Biomedical Engineering–UNIVAP–São José dos Campos, São Paulo, Brazil

Work accomplished at the State University of Campinas–UNICAMP, Institute of Biology - Department of Anatomy.

Correspondence to: Prof. Dra. Evanisi Teresa Palomari– Universidade Estadual de Campinas–UNICAMP. Depto of Anatomia – Instituto de Biologia, Cx Postal 6109– CEP: 13084-971, Campinas –SP, Brazil. E-mail: epaloma@unicamp.br

Key words: Eletromyography, Shoulder Impingement, Deltoid muscle.

Abstract

Pathologies that attack the shoulder, the impingement syndrome has been highlighted as being one of the most frequent causes of dysfunction and pain. Thus, the electromyographic activities of the anterior, middle and posterior portions of the deltoid muscle were analyzed in 30 individuals, of which 15 were normal and 15 were carriers of impingement syndrome with neer degrees I and II. Individuals were sedentary and did not perform any type of training for the arm limb. The electromyographic activity and force of the three parts of the deltoid muscle and the angle of abduction of the shoulder were measured and compared among the groups, using a level of statistical significance of 0.05. It was concluded that two groups did not demonstrate statistically significant difference, i.e., the muscular response, the movement angle and the force used by the individual carriers of the impingement syndrome do not differ from the responses presented by the normal individuals; the methodology used and the type of muscular shoulder contraction may influence the results of the analysis between groups of the electromyographic activity for the three portions of the deltoid muscle.

1. Introduction

The first published literature, regarding the action of the skeletal grooved muscles, reported anatomical observations of dissected cadavers, these observations were purely anatomomechanical with ordered deductions [27]. Thanks to medical progress, it has been possible to observe, through electrophysiology, that the electrical stimulus directly leaves the muscle or its innervations [13].

As such, these two methods have supplied important information regarding the action of the skeletal muscles [7]. Today, however, the electromyographic method is the most precise method of study. This method is defined as the study of the muscular function via the characterization of the electrical signal that emanates from the muscle in its voluntary contraction [4].

This method of analysis of muscular function has opened new perspectives for clinical diagnoses and, in addition, has aided effectively in the kinesiological study of the real participation of the live muscle, in the natural and voluntary movement, with or without load [5, 11, 20 and 38].

Currently, electromyography exercises an important role in furthering the understanding of the muscular activity in specific situations, such as the irregularities of the muscular action in certain movements of the shoulder in normal, pathological conditions or under treatment [2, 5, 11 and 38].

Pathologies that attack the shoulder, impingement syndrome has been highlighted as being one of the most frequent causes of dysfunction and pain [14], having as an anatomical particularity, the mechanical compression of the subacromial structures on the coracoacromial

arch, in addition to a degenerative characteristic, beginning with inflammation, followed by fibrosis and rupture of the rotator cuff in more serious cases [32 and 33].

This syndrome is most commonly observed in young people who practice individual sports with activities that involve repeated actions such as swimming, tennis, volleyball and baseball [21, 30 and 42]. This syndrome is also found in senior people that, in addition to biological aging of the shoulder, use the arm in a repeated way in a position above the head in occupational activities [9, 14, 16 and 25].

Initially, treatment concentrates on the control of pain and inflammation [29 and 34], so that differentiated types of muscular invigoration later, can be used, which in most cases involve the whole musculature responsible for the stabilization and movement of the shoulder [17 and 26]. Exercises that require the maintenance of the external rotation are prioritized, since these muscles possess an important role in the stabilization of the shoulder [29 and 34].

Commonly, we observe during the rehabilitation of shoulder impingement syndrome, that individuals present a considerable decrease in force of abduction and external rotation in the injured shoulder, when compared to the healthy limb, a finding supported by manual tests of muscular force. These individuals relate pain during the abduction movements and external rotation, possibly causing the decrease in muscular force.

Since the understanding of the normal and pathological mechanisms of the shoulder constitutes the fundament of the strategy for the training and the rehabilitation of the shoulder [15], we evaluated the existence of difference in the force and the electromyographic activity of the anterior, middle and posterior portions, of the deltoid muscle in normal individuals and carriers of shoulder impingement syndrome.

2. Materials and methods

2.1. Subjects

The electromyographic activity was measured in the anterior, middle and posterior portions of the deltoid muscle in 30 sedentary individuals who did not practice specific training for the superior limb.

The normal group (NG), was composed of 15 volunteer individuals, of which 10 were women and 5 men. These individuals were right handed and aged between 24 and 65 years (mean age, 41.33 years), without discomfort or previous history of shoulder injury. The group, consisting of carriers of the shoulder impingement syndrome (SIS), Neer degrees I and II, were composed of 15 individuals, 6 of which were men and 9 were women, of these 14 were right-handed and 1 left-handed, aged between 24 and 65 years (mean age, 47.40 years). The pathology was confirmed using Neer [32], Hawkins and Kennedy [19] and Jobe [22] tests, and by ultra-sound exams and x-ray. The individuals of the injured group were in the initial phase of physical therapy treatment and had not undergone any type of muscular invigoration for the muscles of the shoulder. Individuals using analgesics, with a story of infiltration, calcifications of the rotator cuff of the tendon and obese individuals were excluded from the study.

Before the accomplishment of the physical action exam and the collection of the data, the individuals were informed of the objectives and procedures to be adopted. Subjects then signed a Consent of Participation Form, previously authorized by the Committee of Ethics in Research of the State University of Campinas–UNICAMP, in agreement with the terms of the

Resolution n.º 196/96, October of 1996, the National Council of Health of the Ministry of Health.

2.2 Instrumentation

For the reception of the electric signal, bipolar surface electrodes were used with a pre-amplification of 20x and a rejection mode of greater than 120 dB, with diameter of 20mm, noise elimination capacity and with a pressure button at the extremity, where self-adhesive electrodes were connected (*MediTrace*®). The earth thread was fastened in the opposite fist to the analyzed member in order to impede the effect of the interference of external noises [12].

With the upper limb in abduction at approximately 90° and in a neutral position in relation to the rotation of the humerus, the electrodes were fastened, after demarcation of the motor point, in each portion of the deltoid muscle to be analyzed, as suggested by Soderberg and Cook [40], Solomonow [41] and Araújo et al [1]. The isometric voluntary contraction maxim of the three portions of the deltoid muscle was verified by a force transducer (*EMG System do Brasil Ltda*®) and the angle abduction by electrogoniometry (*EMG System do Brasil Ltda*®).

For the accomplishment of the electromyographic exam of the anterior, middle and posterior portions of the deltoid muscle, the individuals remained seated in a chair, with the shoulder and upper limb unclothed, erect spine, knees flexed at 90°, feet semi-distant with the upper limb in abduction in the plane of the scapula with the elbow totally extended and fist closed and internally rotated holding the ring of the force transducer (Fig. 1). The movement angle was controlled by eletrogoniometry (*EMG System do Brasil Ltda*®), which consisted of an arrested potenciometry between two wood stems, fastened by two strips with velcro and with its center aligned with the posterior face of the acromion. The mobile arm stayed aligned with

the medium-lateral line of the humerus and the fixed arm parallel to the spiky processes of the vertebrae (Fig. 2). This equipment interacted in a conjugated manner with the acquisition system for electromyographic signals, informing the position of the articulation of the shoulder during the abduction movement.

For the use of the electrogoniometer and the force transducer, two channels were required for the acquisition of data. Before the fixation to the individual to be analyzed, the electrogoniometer was gauged through a manual CARCI goniometry (*Ind. e Com. de Aparelhos Cirúrgicos e Ortopédicos Ltda*[®]); the force transducer was calibrated with different weights (1, 2 and 3 Kgf) and the entry channels of the electrodes were gauged, and a reference value of zero was attributed to the voltage registered for the contact of the active electrode with the earth electrode (short circuit).

Before the beginning of data collection, the height of the force transducer was adjusted by the electrogoniometer, fastened to the individual so that the abduction did not pass 85°, since at 90° abduction greater tuberosity of the humerus exists with the coracoacromial arch with consequent pressure and pain of the rotator cuff tendon.

2.3. Acquisition of data

The *EMG System of Brasil Ltda*[®] electromyography was used, composed of 6 channels, A/D conversion plate (analogical-digital) of 12 bits resolution and sampling frequency for 35000 samples/s, an A/D converting reading (2.5V) strip and 08 analogical entrance using the simple method. The channels were composed of filters using a band pass filter (20-500Hz). An amplification gain of 1000 times was used with a sampling of 2000 Hz. The electromyographic activity data for the maximum force applied during the abduction of the

shoulder and of the movement angle were recorded simultaneously during 8 seconds and recorded after 3 minutes of rest. For the collection procedures, the registration and the treatment of the signal followed the recommendations of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology - ISEK [10].

2.4. Analysis of data

The signals generated by the electromyograph (gross and potential data in root mean square - RMS), force transducer and electrogoniometry were visualized and controlled on-line. The analyses were accomplished off-line and filed in a Pentium IV microcomputer equipped with an HP Deskjet 840 C printer.

For each individual, the process was evaluated through the opening of a mobile window with the time of 1 second in a period of a larger peak of force registered by the force transducer. After selecting the strip, the information was transferred to a software file (*EMG System do Brasil Ltda*[®]) where the all the signal traces obtained in that window were divided into 2000 points and the gross electromyographic signals were rectified to obtain an absolute value of whole the trace, in such a way that the negative deflexions were converted to positive.

2.5 Statistical Analysis

Values for the two independent groups were compared using the non-parametric *Wilcoxon test* and the normal approach test [8 and 39]. The electromyographic activity, muscular force and angle of shoulder movement values were submitted to analysis of variance with a significance level of 0.05.

3. Results

The data obtained from the analysis of the force (Kgf), electromyographic activity of the anterior, middle and posterior portion of the deltoid muscle (μV) and the angle of abduction of the shoulder were distributed according to each group studied, as demonstrated in Table 1 and Table 2.

From the data obtained for the two groups, it was observed that the mean values of the normal group were greater than those presented by the individuals of the group of shoulder impingement syndrome for all variables (Table 3 and Table 4), however, this difference was not statistically significant. In addition, the same order of electromyographic activity was observed for the three portions of the deltoid muscle, i.e. the anterior portion presented the greatest activity, followed by the middle portion, and, finally, the posterior portion.

In the analysis of the individuals of the same group, the variability of the group of shoulder impingement syndrome was seen to be greater than that of the normal group, with the exception of the electromyographic activity of the anterior deltoid portion (Fig. 3 and Fig. 4).

The main statistics and p-values for the comparison of the two samples of the study are demonstrated in Table 5.

For both the exact Wilcoxon test and the normal approach test, the hypothesis of equality between the two groups, with relationship to all variables was tested, with a level of significance of 0.05. For example, the p-value of the exact test for the anterior portion of the deltoid muscle (AD) was observed to be 0.0520 and for the normal approach it was 0.0529. Therefore, in the two cases the null hypothesis was accepted and the same result was observed for the other variables.

4. Discussion

Based on results obtained in the present study, we investigated the behavior of the anterior, middle and posterior portions of the deltoid muscle in response to the abduction movement, with maximum voluntary isometric contraction, in normal individuals and in carriers of impingement syndrome. For this, 60 electromyograms were observed and the results obtained enabled a clinical-morphologic approach to the three portions of the deltoid muscle in these two groups.

We demonstrated that, in the two groups defined, there was no statistical difference among the activities of the three portions of the muscle deltoid, although the anterior portion presented a greater electromyographic activity compared to the middle portion and posterior portion, respectively. The same result was described by Oliveira et al [35] after they accomplished electromyographic analysis of the three portions of that muscle during the isotonic movement of free abduction in the scapular plane.

The activity pattern verified in the three portions of the deltoid muscle may be related to the procedure adopted for obtaining the results, since the individual had to accomplish internal rotation of the humerus to hold the ring of the force transducer with the upper limb in abduction at 90°. In fact, this may have caused the higher electromyographic activity of the anterior portion of the deltoid muscle when compared with the middle and posterior portion, corroborating with the data obtained by Yamshon and Bierman [43], who observed a greater activity of the anterior and middle portion with the member in medial rotation and greater activity of the posterior portion in the external rotation of the arm. Malanga et al. [28]

observed the same results during the abduction of 60° in the scapular plane with the upper limb in internal rotation.

The action of the three portions is attributed to the free movements imposed on the shoulder of the deltoid muscle, since the anterior portion possesses larger flexion function and internal rotation, the medium portion exclusively abducts and the posterior portion is involved in the extension and external rotation of the humerus [36]. Thus, it may be suggested that the action of the deltoid muscles is different in the three areas of the muscle and not just restricted to the abduction movement. In addition, the anterior and posterior area has importance in the stabilization of the glenoumeral joint and in the control of the limb during the movement [31].

The mean pattern of the electromyographic responses presented by the individuals of the normal group during the abduction with maximum voluntary isometric contraction were greater than that presented by the individuals of the group of impingement syndrome (Table 3 and Table 4), however, this difference was not statistically significant. No similar report was found in the literature, although Balantyne et al. [3] observed the same tendency when analyzing the activity of the supraspinatus, infraspinatus muscles, teres minor and upper fibers of the trapezius muscle with isometric contraction in normal individuals and carriers of disturbances of the tendon of the rotator cuff.

Our results demonstrated that, in the individuals of the normal group, the electromyographic responses obtained from the isometric voluntary contraction maximum of the deltoid muscle during the abduction in the scapular plane were similar to the results obtained by Harberg [18] and McCann et al. [26] for the isotonic contraction of the same movement. Although those authors did not describe the rotation of the humerus at the moment of the electromyographic record, they concluded that exists an elevated electric activity in the anterior portion of the

deltoid muscle. This activity is moderated for the middle portion and weak for the posterior portion, confirming that the type of muscular contraction (isotonic or isometric) does not influence the order of activity of the three portions of the deltoid muscle during the abduction movement in the scapular plan.

During the isotonic abduction of the shoulder, between 30 and 120°, a lower electric activity was previously observed in the middle portion of the deltoid in the individuals carrying impingement syndrome in relation to the normal individuals [37]. These results differ from those presented here, which demonstrate similar electromyographic activity in the normal individuals and in the individuals of the impingement syndrome group during maximum voluntary isometric contraction. Thus, the methodology used may influence the results of analysis of the electromyographic activity in the deltoid muscle of normal individuals and carriers of impingement syndrome.

The painful process present in the individual with impingement syndrome, particularly during the accomplishment of movements [23, 29 and 32], may demonstrate differences between isometric and isotonic contraction. Brox et al. [6] compared the effect of pain upon the activity of the supraspinatus and infraspinatus muscles, trapezius and middle portion of the deltoid during the sustentation of the shoulder with 45° of abduction in individuals with impingement syndrome, causing some of these individuals to require subacromial anesthetic injection before submission to the eletromyographic exam. The comparison of the results obtained, by electromyography, between the two groups demonstrated that, during the maximum effort without fatigue, pain reduces the central motor control, but not submaximal contraction.

Since movement can increase pain in the shoulder of individuals with impingement syndrome [23, 29 and 32] and electromyographic activity differs between these individuals and normal

individuals during isotonic contraction [37], our results demonstrate that isometric exercises are suitable for the treatment of individuals carriers of impingement syndrome who present pain during rehabilitation.

We observed that the average movement angle decreased from 84.70° , in the normal group, to 82.77° for the group of carriers with impingement syndrome and that the similarity of the abduction angle of the two groups studied enabled distortion of the analysis for the individuals of the groups and between the groups.

For analysis of the force exercised by the deltoid muscle during the maximum voluntary isometric contraction, the electromyography was used since it is a method that allows the evaluation of force in different situations and forms of muscular contraction [12]. In addition, the force transducer supplied information regarding the force generated by the deltoid muscle, responsible for the abduction of the shoulder together with the supraspinatus muscle, which also contributed to the abduction movement. As such, it was concluded that the responses presented by the force transducer were the total of the force of the deltoid muscle with that of the supraspinatus muscle.

In the electromyography, the only qualitative indication of the increase in force and speed of the muscular contraction is the increase in the width of the electromyographic signal. This relationship is favored in the isometric contraction, in which the muscles contract without changing their total length [12], whilst in isotonic contraction this relationship decreases and the force may decrease or differ in relation to the isometric contraction, as can the recruitment threshold of the motor units [24].

No statistical difference, however, was observed between the results obtained with the force transducer and the electromyographic activity of the deltoid muscle. A lineal relationship was,

though, observed between the force (Kgf) and electromyographic activity (μV). Comparing the standard deviation presented by the individuals of the two groups, the electromyographic activity of the three portions of the deltoid muscle was slightly larger in the individuals of the normal group. In addition, the results obtained by the force transducer also followed the same pattern (Table 3 and Table 4).

4. Conclusions

Based on the experimental conditions, it may be concluded from the results obtained, that:

- the hypothesis tested did not present statistical difference between the two groups, i.e., the muscular response, the movement angle and force of the individuals of the impingement syndrome group did not differ from those presented by the individuals of the normal group;
- the methodology and, principally, the type of muscular contraction can influence the electromyographic results of the three portions of the deltoid muscle of the individuals of the normal group and carriers of the impingement syndrome;
- in the indication of muscular invigoration during the rehabilitation of the patient carriers of the impingement syndrome, isometric contraction should be prioritized in the painful phase;
- in the isometric and isotonic contraction of the individuals of the normal group, the registration of the increased electromyographic activity of the anterior, middle and posterior portions of the deltoid muscle resulted in the same pattern.

References

1. R. C Araújo, M. Duarte and A. C. Amadio. Evaluation of increase in force and EMG Activity's Curves. In: *Congress of the International Society of Biomechanics*, 15., Jyvaskyla, 1995. Abstract. Jyvaskyla, University of Jyvaskyla, 1995. P.64-5.
1997.
2. W. K. Augé II and D. S. Morrison, Assessment of the infraespinatus spinal stretch reflex in the normal athletic and multidirectionally unstable shoulder. *Am J Sports Med*, **28** 2 (2000), pp. 206-13.
3. B. T. Ballantyne; S. J. O'Hare; J. L PaschalL; M. M. Pavia-Shimith, M. M.; A. M. Pitz; J. F. Gillon, and G. L Solderberg. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Phys. Ther.*, **73** 10 (1993)pp. 668-77.
4. J. V. Basmajian and C. J. de Luca, *Muscles alive: Their Functions Reveled by Electromuography*. Willians & Wilkins, Baltimore, 1985.
5. T. J. Brindle, J. Nyland, R. Shapiro, D. N. Cabon and R. Stine, Shoulder proprioception: latent muscle reaction times. *Med Sci Sports Exerc*, **31** 10 (1999), pp. 1394-8.
6. J.I. Brox, C. Roe, E. Saugen and N. K. Vollestad. Isometric abduction muscle activation in patients with rotator tendinosis of the shoulder. *Arch. Phys. Med. Rehabil*, **78** 11(1997) pp. 1260-7.
7. M. L. Büll, V. Freitas and M. Vitti, Electromyographic study of the trapezius (upper portion) and levator scapulae muscles submitted to isometric tension. *Rev. Bras Cienc Morfl*, **1** 1 (1984), pp. 45-51.

8. W.O. Bussab and P.A. Morettin. *Estatística Básica*. São Paulo: Saraiva, 526 p, 2002.
9. B. Corrigan and G. D. Maitland, *Musculo skeletal & Sports Injuries*, Butterworth-Heinemann Ltda, Oxford, 1994, pp. 46-47.
10. D. A. Dainty and R. W. Norman. *Standardizing Biomechanical Testing in Sport*. Champaign, Human Kinetics, 1987.
11. M. J. Decker, R. A. Hintermeister, K. J. Faber and R. J Hawkins, Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am J Sports Med*, **27** 6 (1999), pp. 784-91.
12. C. J. de Luca, The use of surface electromyography in biomechanics. *J Applied Biom*, **13** (1997), pp.135-163.
13. G. B. Ducchene, *Physiologie des mouvements démontrés à l'aide de l'exprérimentation électrique et de l'observation clinique et applicable á l'étude des paralysis et des deformations*. Tradução de E. B. Kaplan, 1867. Philadelphia Lippincott, 1949, pp. 68-80.
14. A. A. F. Ferreira, J. M. A. Greve, A. F. Zoppi, R. N. Bolliger, R. C. Costa and A. A. N. Ferreira, Tratamento conservador da síndrome do impacto do ombro. *Rev Bras. Orthop*, **23** 6 (1988), pp. 167-9.
15. R. Glousman, Electromyographic analisis and its role in the athletic shoulder. *Clin Orthop*, **288** (1993), pp. 27-34.
16. J. M. A. Greve, J. D. M. B. A. Rossi, W. Cossermelli & A. A. F. Ferreira.. Reabilitação funcional das lesões tendinosas do ombro. *Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo*, **46** 2 (1991), p. 78-8.
17. J. M. A. Greve, A. A. F. Ferreira, A. F. Zoppi and R. N. Bolliger. Síndrome do impacto. *Med. Reabil.*, **41** (1995) p. 17-24.

18. M. Hagberg. Electromyographic sings of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *Am. J. Phys. Med.*, **60** (1981) p. 395.
19. R. J. Hawkins and J. C. Kennedy. Impingement syndrome in athletes. *Am. J. Sports Méd.*, **8** 3 (1980), p. 151-157.
20. R. A. Hintermeister, G. W. Lange, J. M. Schultheis, M. J. Bey and R. J. Hawkins, Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sports Med*, **26** 2 (1998), pp. 210-20.
21. R. S. Ingber, Shoulder impingement in tennis/racquetball players treated with subscapularis myofascial treatments. *Arc Phys Med Rehabil*, **81** (2000), pp. 679-82.
22. F. W. Jobe and C. M. Jobe. Painful athletic injuries of the shoulder. *Clin Orthop*, **173** (1983), pp. 117-24.
23. L. Kessel and M. Watson. The painful arc syndrome. *J. Bone Joint Surg. [Br]*, **59** (1977) pp. 166-172.
24. V. Linnamo, T. Moritani, C. Nicol and P. V. Komi, Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *J. electromyogr. Kinesiol.*, **13** 1 (2003), pp. 93-101.
25. P. M. Ludewig and T. M. Cook, Alterations in shoulder kinematic and associated muscle activity people with symptoms. *Phys Ther*, **80** 3 (2000), pp. 276-91.
26. P. D. MacCann, M. E. Wootten, M. P. Kabada and L. V. A. Bigliani, Kinematic and electromyographic of shoulder rehabilitation exercises. *Clin Orthop*, **288** (1993), pp. 179-88.
27. C. Makenzie, *The action of muscles*. New York, Paul B. Hoeber, 1940.

28. G. A. Malanga G. A. Malanga, Y. N. Jenp, E. S. Grownney, K. N. An. EMG Análisis of shoulder positioning in testing and strengthening the supraspinatus. *Med Sci Sports Exerc*, **28** 6, (1996), pp. 661-64.
29. P. H. Marks, J. J. P. Warner and J. J. Irrgang, Rotator cuff disorders of the shoulder. *J. Hand Ther*, **7** 2 (1994), pp. 90-98.
30. K. Meister, Injuries to the shoulder in the throwing athlete. *Am J Sports Med*, **28** 2 (2000), pp. 265-75.
31. I. Michels and F. Boden. The deltoid muscle: an electromyographical analysis of its activity in arm abduction in various body postures. *Int. Orthop.*, **16** 3 (1992) pp. 268-71.
32. C. S., Neer, Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. *J Bone Joint Sug*, **54** (1972), p. 41
33. C. S. Neer and R. P. Welsh, The shoulder in sports. *Orth Clin*, **8** (1977), p. 583.
34. A. J. Nitz, Physical therapy management of the shoulder. *Phys Ther*, **66** 12 (1986), pp. 1912-1919.
35. A. S. Oliveira; D. Rodrigues and F. Berzin. Atividade eletromiográfica das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide na abdução do braço. *Rev Bras Fisioter*, **5** 1, (2001), pp.17-24.
36. N. E. Pratt. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *J. Hand Ter.*, **7** 2 (1994.) pp. 76.
37. A. S. Reddy, K.J. Mohr, M. M. Pink and F. W. Jobe. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J. Shoulder Elbow Surg.*, **9**. 6 (2000) pp. 519-523.
38. L. K. Rowlands, J. J. Wertsch; S. J. Primack, A. M. Spreitzer and M. M. Roberts, Kinesiology of the empty can test. *Am J Phys Med Rehabil*, **74** 4 (1995), pp. 302-4.

39. L. Sachs. *Applied Statistics: A Handbook of Techniques*. Second Edition Springer-Verlag New York Inc, 1984, 707 p.
40. G. L. Soderberg and T. M. Cook. Electromyography in Biomechanics. *Phys. Ther*, **64** (1984), pp. 1813-20.
41. M. A. Solomonow. Practical guide to electromyography international society of biomechanics congress XV, *Jyvaskyla, 1995. Anais*. JyVaskyla, International society of biomechanics, 1995.
42. J. E. Tibone, F. W. Jobe and R. K Kerlan, Shoulder impingement syndrome in athletes treated by an anterior acromioplasty. *Clin Orthop*, **198** (1985), pp. 134-140.
43. L. J. Yamshow and W. Bierman. Kinesiology electromyography. III deltoid. *Arch. Phys. Med.*, **30** (1949), pp. 286- 289.

Figure and Tables legends

Fig. 1. The individual's initial position during the shoulder abduction movement in the scapular plan.

Fig. 2. Fixation of the eletrogoniometer for acquisition of the eletromyographic signal by two strips with velcro.

Fig. 3. Box-plot of the anterior, middle and posterior portion deltoid muscle of the individuals of the normal group and of the individuals of the group of carriers of shoulder impingement syndrome during the shoulder abduction movement in the scapular plane.

Fig. 4. Box-plot of the movement angle and forces (Kgf) of the individuals of the normal group and the individuals of the group of carriers of shoulder impingement syndrome during the shoulder abduction movement in the scapular plane.

Table 1. Description of the mean results for electromyographic activity, movement angle and force for individuals of the normal group during the shoulder abduction movement in the scapular plane.

Table 2. Description of the mean results for electromyographic activity, movement angle and force for the individuals of the group of carriers of shoulder impingement syndrome during the shoulder abduction movement movement in the scapular plane.

Table 3. Mean and standard deviation of the normalized electromyographic activity, the movement angle and the force measured by the force transducer in individuals of the normal group during the shoulder abduction movement in the scapular plane.

Table 4. Mean and standard deviation of the normalized electromyographic activity, the movement angle and the force measured by the force transducer in individuals of the group of shoulder impingement syndrome individuals during the shoulder abduction movement in the scapular plane.

Table 5. Wilcoxon test for two independent samples

Figures

Fig. 1

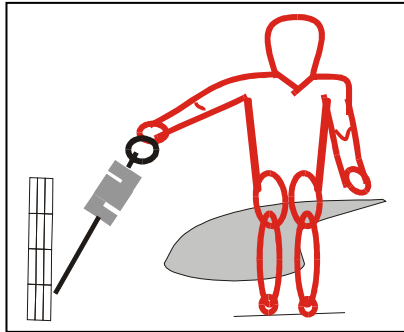


Fig. 2

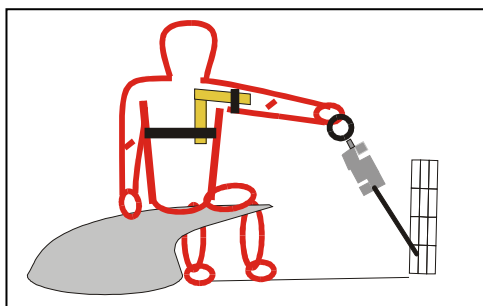


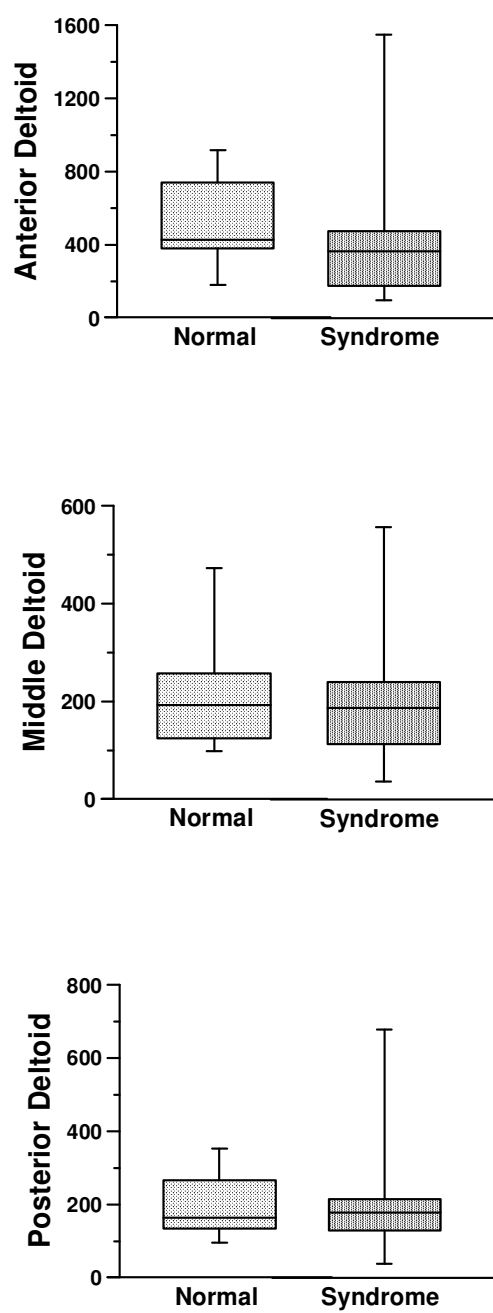
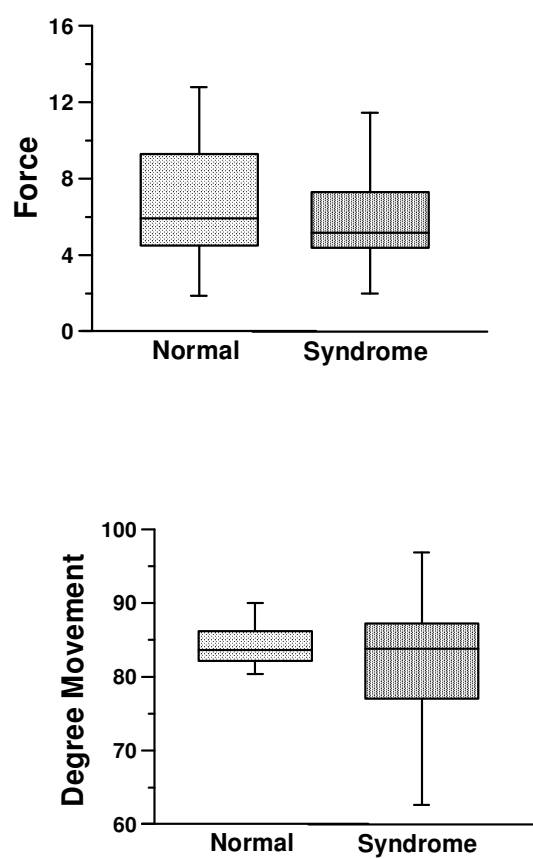
Fig. 3

Fig. 4

Tables

Table 1.

	Anterior	Middle	Posterior	Movement	Force
Individual	Deltoid	Deltoid	Deltoid	of Degrees	std dev
	(μV)	(μV)	(μV)		(Kgf)
1	918.50	217.11	265.81	82.21	9.93
2	738.25	256.83	236.28	89.37	5.89
3	866.60	387.21	278.79	89.36	9.20
4	655.83	247.09	95.79	85.90	9.30
5	796.16	309.28	352.03	83.18	5.96
6	379.22	124.20	163.40	86.18	12.80
7	740.09	187.88	258.67	80.37	5.21
8	427.83	472.80	319.02	80.49	5.07
9	177.02	192.04	254.84	90.01	1.86
10	253.66	137.70	134.90	85.67	4.48
11	231.80	97.84	97.84	81.93	7.28
12	413.03	199.84	163.75	83.59	2.59
13	408.55	113.35	134.98	83.64	5.88
14	511.14	180.74	143.44	82.46	3.96
15	379.22	124.20	163.40	86.18	12.80

Table 2.

	Anterior	Middle	Posterior	Movement	Force
Individuals	Deltoid	Deltoid	Deltoid	of Degree	std dev
	(μV)	(μV)	(μV)		(Kgf)
1	299.92	186.87	225.54	87.23	6.20
2	345.22	207.80	201.48	85.11	4.43
3	471.08	229.44	177.20	96.93	5.13
4	386.68	107.56	138.39	82.14	11.48
5	173.11	128.85	38.74	83.39	6.66
6	295.48	131.90	195.23	83.82	7.28
7	748.21	556.97	129.22	86.41	9.20
8	94.88	36.69	116.30	78.43	4.07
9	112.48	112.48	126.21	62.64	1.99
10	390.44	125.61	154.36	68.72	3.05
11	550.05	550.59	678.74	85.79	9.81
12	364.41	237.63	308.14	71.17	5.25
13	474.61	256.40	216.05	95.79	5.09
14	508.79	238.86	178.34	96.93	5.18
15	106.41	51.01	128.69	77.08	4.36

Table 3.

<i>Variable</i> [*]	Mean	Standard Derivation	Minimum	Maximum
AD(μ V)	526.46	240.95	177.02	918.50
MD (μ V)	216.54	105.88	97.84	472.80
PD (μ V)	204.20	81.18	95.79	352.03
DM	84.70	3.15	80.37	90.01
F (Kgf)	6.81	3.36	1.86	12.80

* AD – anterior portion of deltoid muscle, MD – middle portion of deltoid muscle, PD – posterior portion of deltoid muscle, DM - degree movement, F - Force.

Table 4.

Variable *	Mean	Standard Derivation	Minimum	Maximum
AD (μ V)	421.45	358.40	94.88	1550.05
MD (μ V)	210.58	154.96	36.69	556.97
PD (μ V)	200.84	145.71	38.74	678.74
DM	82.77	10.03	62.64	96.93
F (Kgf)	5.95	2.58	1.99	11.48

* AD – anterior portion of deltoid muscle, MD – middle portion of deltoid muscle, PD – posterior portion of deltoid muscle, DM - degree movement, F - Force.

Table 5.

Variable *	Wilcoxon Statistic (S)	Normal statistic (Z)	Normal Aproximation Pr > Z	Approximation t Pr > Z	Exact test Pr >= S
AD(μ V)	272	1.6178	0.0529	0.0583	0.0520
MD (μ V)	245	0.4978	0.3093	0.3112	0.3080
PD (μ V)	252	0.7882	0.2153	0.2185	0.2150
DM	242	0.3733	0.3544	0.3558	0.3525
F (Kgf)	250	0.7052	0.2403	0.2432	0.2397

* AD – anterior portion of deltoid muscle, MD – middle portion of deltoid muscle, PD – posterior portion of deltoid muscle, DM - degree movement, F - Force.

4. CONSIDERAÇÕES E CONCLUSÕES FINAIS

Com base nos resultados obtidos no presente estudo, procuramos evidenciar como as porções anterior, média e posterior do músculo deltóide se comportaram frente ao movimento de abdução, com contração isométrica voluntária máxima em indivíduos normais e em portadores da síndrome do impacto do ombro. Para tanto, observamos o registro de 60 eletromiogramas e os resultados obtidos possibilitaram uma abordagem clínico-morfológica das três porções do músculo deltóide nesses dois grupos.

Evidenciamos nos dois grupos acima definidos, que não houve diferença estatística entre a atividade das três porções do músculo deltóide, embora a porção anterior tenha apresentado maior atividade eletromiográfica comparada às porções média e posterior, respectivamente. O mesmo resultado foi descrito por OLIVEIRA et al. (2001) depois de realizarem análise eletromiográfica das três porções desse músculo durante o movimento isotônico de abdução livre no plano escapular.

O padrão de atividade verificado nas três porções do músculo deltóide pode estar relacionado com o procedimento adotado para a obtenção dos resultados, uma vez que para segurar a argola do transdutor de força com ombro em abdução próxima a 90°, o indivíduo teve que realizar rotação medial do úmero. Esse fato pode implicar na maior atividade eletromiográfica da porção anterior do músculo deltóide quando comparada com a porção média e posterior, corroborando com os dados obtidos por YAMSHON & BIERMAN (1949), onde observaram uma maior atividade das porções anterior e média com o membro em rotação medial e maior atividade da porção posterior na rotação lateral do braço. MALANGA et al.

(1996) observaram os mesmos resultados durante a abdução de 60° no plano escapular com o membro superior rodado medialmente.

Atribui-se a ação das três porções do músculo deltóide aos movimentos livres impostos ao ombro, sendo que a porção anterior possui maior função de flexão e rotação medial, a porção média é exclusivamente abduzora e a porção posterior está envolvida na extensão e rotação lateral do úmero (PRATT, 1994). Isso permite sugerir que a ação do músculo deltóide é diferente nas três regiões musculares e não apenas restrita ao movimento de abdução. Além disso, a região anterior e posterior têm importância na estabilização da articulação glenoumeral e no controle do membro durante o movimento (MICHIELS & BODEM, 1992).

O padrão médio das respostas eletromiográficas apresentadas pelos indivíduos do grupo normal durante a abdução com contração isométrica voluntária máxima, foram maiores que as apresentadas pelos indivíduos do grupo portadores da síndrome do impacto (Tabela 3 e Tabela 4), entretanto, não apresentaram significância estatística. Nenhum relato semelhante foi encontrado na literatura embora, BALLANTYNE et al. (1993) tenham observado essa mesma tendência ao analisarem a atividade dos músculos supra-espinhal, infra-espinhal, redondo menor e fibras superiores do trapézio com contração isométrica em indivíduos normais e portadores de distúrbios do tendão do manguito rotador.

Nossos resultados demonstraram que nos indivíduos do grupo normal, as respostas eletromiográficas obtidas pela contração isométrica voluntária máxima do músculo deltóide durante a abdução no plano escapular foram semelhantes aos resultados obtidos por HAGBERG (1981) e MCCANN et al. (1993) na contração isotônica desse mesmo movimento. Embora esses autores não tenham descrito sobre a rotação do úmero no momento da coleta eletromiográfica, concluíram que existe uma atividade elétrica elevada para a porção anterior

do músculo deltóide, moderada para a porção média e fraca para a porção posterior, confirmando que o tipo de contração muscular (isotônica ou isométrica) não exerce influência nessa ordem de atividade das três porções do músculo deltóide durante o movimento de abdução no plano escapular.

Durante a abdução isotônica do ombro, compreendida entre 30 e 120°, foi verificada menor atividade elétrica da porção média do músculo deltóide em indivíduos portadores da síndrome do impacto em relação aos indivíduos normais (REDDY et al., 2000), diferentemente dos nossos resultados que demonstraram semelhança da atividade eletromiográfica entre os indivíduos do grupo normal e os indivíduos do grupo portadores da síndrome do impacto durante a contração isométrica voluntária máxima. Isso demonstra que a metodologia pode influenciar nos resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo deltóide em indivíduos normais e portadores da síndrome do impacto.

O processo doloroso presente nos indivíduos portadores da síndrome do impacto, principalmente, durante a realização de movimentos (NEER, 1972; KESSEL & WATSON, 1977; MARKS et al., 1994), pode comprovar as diferenças entre a contração isométrica e isotônica. BROX et al. (1997) compararam a influência da dor na atividade dos músculos supra-espinhal e infra-espinhal, trapézio e porção média do deltóide durante a sustentação do ombro com 45° de abdução em indivíduos portadores da Síndrome do Impacto, sendo que parte desses indivíduos receberam injeção subacromial de anestésico antes de serem submetidos ao exame eletromiográfico. A comparação dos resultados obtidos por meio da análise eletromiográfica entre os dois grupos demonstrou que durante o esforço máximo sem fadiga a dor reduz o controle motor central, mas não a contração submáxima.

Como o movimento pode aumentar a dor no ombro em indivíduos com a síndrome do impacto (NEER, 1972; KESSEL & WATSON, 1977; MARKS et al., 1994) e a atividade eletromiográfica difere entre esses indivíduos e os normais durante a contração isotônica (REDDY et al., 2000), nossos resultados demonstraram que os exercícios isométricos são indicados no tratamento dos indivíduos portadores da síndrome do impacto que apresentam dor durante a reabilitação.

Observamos que a média do ângulo de movimento foi de 84,70° para o grupo normal e 82,77° para o grupo portador da síndrome do impacto e que essa proximidade do ângulo de abdução entre os dois grupos estudados afastou qualquer possibilidade de distorção das análises realizadas nos indivíduos dos grupos e entre os grupos.

Para a análise da força exercida pelo músculo deltóide durante a contração isométrica voluntária máxima, foi utilizado a eletromiografia por ser um método que permite avaliar a força em diferentes situações e formas de contração muscular (DE LUCA, 1997) e o transdutor de força que forneceu informações sobre a força gerada pelo músculo deltóide, responsável pela abdução do ombro juntamente com o músculo supra-espinhal que, também, contribuiu para o movimento de abdução. Sendo assim, consideramos que as respostas apresentadas pelo transdutor de força foi uma somatória da força do músculo deltóide com a do músculo supra-espinhal.

Na eletromiografia a única indicação qualitativa do aumento da força e da velocidade de contração muscular é o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico. Essa relação é favorecida na contração isométrica, na qual os músculos se contraem sem mudar seu comprimento total (DE LUCA, 1997); enquanto, na contração isotônica essa relação se

distancia e a força pode ficar diminuída ou diferente em relação a contração isométrica, assim como o limiar de recrutamento das unidades motoras (LINNAMO et al., 2003).

Entre os resultados obtidos através do transdutor de força e a atividade eletromiográfica do músculo deltóide não ocorreu significância estatística, mas foi observado uma relação linear entre a força (Kgf) e atividade eletromiográfica (μV). Na comparação entre o padrão médio apresentado pelos indivíduos dos dois grupos, observou-se que a atividade eletromiográfica das três porções do músculo deltóide foi maior nos indivíduos do grupo normal e os resultados obtidos pelo transdutor de força, também, seguiram esse mesmo padrão (Tabela 3 e Tabela 4).

Baseado nas condições experimentais, nos resultados obtidos e analisados, podemos concluir que:

- o teste de hipótese não apresentou diferença estatística entre os dois grupos, ou seja, a resposta muscular, o ângulo de movimento e a força empregada dos indivíduos do grupo portadores da síndrome do impacto não diferem das respostas apresentadas pelos indivíduos do grupo normal;

- a metodologia e, principalmente, o tipo de contração muscular podem influenciar os resultados eletromiográficos das três porções do músculo deltóide entre os indivíduos do grupo normal e portadores da Síndrome do Impacto;

- na indicação de fortalecimento muscular durante a reabilitação dos pacientes portadores da síndrome do impacto, deve ser priorizado na fase dolorosa a contração isométrica;

- na contração isométrica e isotônica em indivíduos do grupo normal, o registro da maior atividade eletromiográfica da porção anterior em relação à porção média e posterior do músculo deltóide obtiveram o mesmo padrão.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARAUJO, R.C.; DUARTE, M.; AMADIO, A .C. Evaluation of increase in force and EMG Activity's Curves. In: *Congress of the International Society of Biomechanics 15.*, Jyvaskyla, 1995. Abstract. Jyvaskyla, University of Jyvaskyla, 1995. P.64-5.
- ALTCHEK, D. W.; WARREN, R. F.; WISKIWICZ, T. L. Arthroscopic acromioplasty. *J. Bone Joint. Surg.*, v. 72A, p. 1198-1207, 1990.
- AUGÉ II, W. K.; MORRISON, D. S. Assessment of the infraespinatus spinal stretch reflex in the normal athletic and multidirectionally unstable shoulder. *Am. J. Sports Med.*, v. 28, n. 2, p. 206-213, 2000.
- BALLANTYNE, B. T.; O'HARE, S. J.; PASCHALL, J. L.; PAVIA-SHIMITH, M. M.; PITZ, A. M.; GILLON, J. F.; SOLDERBERG, G. L. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Phys. Ther.*, **73** 10 (1993)pp.
- BARBIERI, C. H.; MAZER, N.; CALIL, J. H. Síndrome do impacto do ombro. *Rev. Bras. Orto.p.*, v. 30, n. 10, p. 753-60, 1995.
- BASMAJIAN, J. V. Electromyography – dynamic gross anatomy: a review. *Am. J. Anat.*, v. 159, p. 245-260, 1980.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. *Muscles alive: Their Functions Reveled by Electromuography*. Baltimore, Willians & Wilkins, 1985.
- BERNARDI, M.; FELICI, F.; MARCHETTI, M.; MONTELLANICO, F.; PIACENTINI, M. F.; SOLOMONOW, M. Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 9, n. 2, p. 121-130, 1999.
- BIGLIANI, L. U.; KELDAR, R.; FLATOW, E.L.; POLLOCK, R.G.; MOW, V.C. Gleumeral stability. *Clin. Orthop. Relat. Resear.*, v. 330, p. 13-31, 1996.
- BIGLIANI, L. U.; LEVINE W. N. Currents concepts review subacromial impingement síndrome. *J. Bone Joint Sur.*, v. 79A, n. 12, p. 1854-1968, 1997.
- BJORKENHEIM, J. M.; PAAVOLAINEN, P.; AHOVUO, J.; SLATI, P. Surgical repair of the rotator cuff and surrounding tissues. *Clin. Orthop.*, v. 236, p. 148-153, 1988.

- BLAISER, R.B. & GOLDENBERG, R. E. Anterior shoulder instability: contribution of rotator cuff force and capsular ligaments in a cadaver model. *J. Shoulder Elbow Surg.*, v. 1, p. 140-150, 1992.
- BLAKELY, R. L.; PALMER, M. L. Analysis rotation accompanying shoulder flexion. *Phys. Ther.*, v. 64, p. 1214 – 1216, 1984.
- BRINDLE, T. J.; NYLAND, J.; SHAPIRO, R.; CABON, D. N.; STINE, R. Shoulder proprioception: latent muscle reaction times. *Med. Sci Sports Exerc.*, v. 31, n. 10, p. 1394-8, 1999.
- BROX, J.I.; ROE, C.; SAUGEN, E.; VOLLESTAD, N. K. Isometric abduction muscle activation in patients with rotator tendinosis of the shoulder. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*; v. 78, n. 11, p. 1260-7, 1997.
- BÜLL, M. L.; FREITAS, V.; VITTI, M. Electromyographic study of the trapezius (upper portion) and levator scapulae muscles submitted to isometric tension. *Rev. Bras. Cienc. Morf.*, v. 1, n. 1, p. 45-51, 1984.
- BUSSAB, W.O.; MORETTIN, P.A. *Estatística Básica*. São Paulo: Saraiva, 2002, 526 p.
- CAMPOS, R. G. E.; DE FREITAS, V.; VITTI, M. Electromyographic study of the trapezius and deltoideus in elevation, lowering, retraction and protraction of the shoulders. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, v. 34, p. 243-247, 1994.
- CARMICHAEL, S. W.; HART, D. L. Anatomy of the shoulder joint. *J. Orthop. Sport Phys. Ther.*, v. 6, p. 225-228, 1985.
- CHECCHIA, S. L.; SANTOS, P. D. Síndrome do impacto. *Rev. Bras. Ortop.*, v. 27, n. 1/2, p. 65-70, 1992.
- CHECCHIA, S. L.; SANTOS, P. D.; VOLPE, F. N.; CURRY, R. P. L. Tratamento cirúrgico das lesões completas do manguito rotador. *Rev. Bras. Ortop.*, v. 29, n. 11/12, p. 827-36, 1994.
- CHECCHIA, S. L.; SANTOS, P. D. Complicações após a ressecção da extremidade distal da clavícula. *Rev. Bras. Ortop.*, v. 30, n. 8, p. 593-8, 1995.
- COFIELD, R. H. Current concepts review rotator cuff disease of the shoulder. *J. Bone Surg.*, v. 67A, p. 974, 1985.
- COLACHIS, S. C.; STROHM, B. R. Effects of suprascapular and axillary nerve block on muscle force in the upper extremity. *Arch. Phys. Méd. Rehabil.*, v. 52, p. 22-29, 1971.

- CORRIGAN, B.; MAITLAND, G. D. *Musculo skeletal & Sports Injuries*. Oxford, Butterworth-Heinemann Ltda, p. 46-47, 1994.
- COURY, H. G.; KUMAN, S.; NARAYAN, Y. An electromyographic study of upper limb adduction force with varying shoulder and elbow postures. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 8, n. 3, p. 157-168, 1998.
- DAINTY, D. A.; R. W. NORMAN. *Standardizing Biomechanical Testing in Sport*. Champaign, Human Kinetics, 1987.
- DAYSON, M. Physiotherapy, Mechanisms involved therapeutic ultrasound. *J. Physiol*, v.73, n 3, p. 116-120, 1987.
- DECKER, M. J.; HINTERMEISTER, R. A.; FABER, K. J.; HAWKINS, R. J. Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am. J. Sports Med.*, v. 27, n. 6, p. 784-91, 1999.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Applied Biom.*, v. 13, p. 135-163, 1997.
- DE PALMA, A. F. *Cirurgia del ombro*. Buenos Aires: Panamericana, p. 58-119, 1990
- DONATELLI, R. A. *Physical Therapy of Shoulder*. 3th edition. Philadelphia: Churchill Livingstone, 1997, p.499.
- DUCHENNE, G. B. *Physiologie des mouvements démontrés à l'aide de l'expérimentation électrique et de l'observation clinique et applicable à l'étude des paralysies et des déformations*. Tradução de E. B. Kaplan, 1867. Philadelphia Lippincott, p. 68-80, 1949.
- EDWARDS, R. G.; LIPPOLD, O. C. J. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J. Physiol.*, v. 132, p. 677, 1956.
- FERRARI, D. A. Capsular ligaments of the shoulder: Anatomical and functional study of the anterior superior complex of shoulder. *Am. J. Sports Méd.*, v.18, p. 449-456, 1990.
- FERREIRA, A. A. F.; GREVE, J. M. A.; ZOPPI, A. F.; BOLLIGER, R. N.; COSTA, R. C.; FERREIRA, A. A. N. Tratamento conservador da síndrome do impacto do ombro. *Rev. Bras. Orthop.*, v. 23, n. 6, p. 167-9, 1988.
- GLOUSMAN, R. Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. *Clin. Orthop.*, n. 288, p. 27-34, 1993.

- GODINHO, G. G.; SOUZA, J. M. G.; OLIVEIRA, A. C.; FREITAS, J. M. Artroscopia cirúrgica no tratamento da síndrome do impacto. *Rev. Bras. Orthop*, v.30, n. 8, p. 540-6, 1995.
- GRAHAN, G. P. Reliability of electromyographic measurements after surface electrode removal and replacement. *Percept Motor Skills*, v. 9, p. 215, 1979.
- GRAY, H.; GOSS, M. M. Anatomia. Guanabara Koogan S/A, Rio de Janeiro, RJ., p. 369-382, 1988.
- GREVE, J. M. A.; ROSSI, J. D. M. B. A.; COSSERMELLI, W.; FERREIRA, A. A. F. Reabilitação funcional das lesões tendinosas do ombro. *Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo*, v. 46, n. 2, p. 78-81, 1991.
- GREVE, J. M. A.; FERREIRA, A. A. F.; ZOPPI, A. F.; BOLLIGER, R. N. Síndrome do impacto. *Med. Reabil.*, v. 41, p. 17-24, 1995.
- HAGBERG, M. Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *Am. J. Phys. Med.*, n 60, p. 395, 1981.
- HALBACK, J. W.; TANK, R. T. *The shoulder*. In Orthopedic and Sports Physical Therapy. Edited by J. A. Gould and G. J. Davis. Jt. Louis, C.V. Mosby, p. 497-517, 1995.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. São Paulo: Manole, p. 144-157, 1999.
- HAWKINS, R. J.; KENNEDY, J. C. Impingement syndrome in athletes. *Am. J. Sports Méd.*, v. 8, n. 3, p. 151-157, 1980.
- HAWKINS, R. J. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am. J. Sports Med.*, v. 26, n. 2, p. 210-20, 1998.
- HINTERMEISTER, R. A.; LANGE, G. W.; SCHULTHEIS, J. M.; BEY, M. J.; HAWKINS, R. J. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sports Med*, v. 26, n. 2, pp. 210-20, 1998.
- INGBER, R. S. Shoulder impingement in tennis/racquetball players treated with subscapularis myofascial treatments. *Arc. Phys. Med. Rehabil.*, v. 81, p. 679-82, 2000.
- INMAN, V. T., SAUNDERS, J. D.; ABBOTT, L. A. Observations on the function of the shoulder joint. *J. Bone Joint Surg.*, v. 26, n. 1, p. 1-30, 1944.

- INMAN, V. T. Relation of human electromyogram to muscular tension. *E. E. G. Clin. Neurophysiol.*, v. 4, p. 187, 1952.
- JANSEN, T.; THORNS, C.; OESTERN, H. J. Anatomy of the shouldr joint. *Zentralbl. Chir.*, v. 126, n. 3, 168- 76, 2001.
- JOBE, F. W.; JOBE, C. M. Painful athletic injuries of the shoulder. *Clin. Orthop.*, v. 173, p.117-24, 1983.
- KAPANDJI, I.A. *Fisiologia articular*. Vol. 1. São Paulo: Manole Ltda, 1990, p. 295.
- KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. *Músculos Provas e Funções*. São Paulo: Manole Ltda, 1995, p. 453.
- KESSEL, L.; WATSON, M. The painful arc syndrome.*J. Bone Joint Surg. [Br]*, v. 59, p. 166-172, 1977.
- KISNER, C.; COLBY, L.A. *Therapeutic Exercices: Foundations and Tecniques*. Philadelphia, F. A. Davis, p. 19-146, 1990.
- KOMI, P. V.; LINNAMO, V.; SILVENTOINEN, P.; SILLANPÄÄ, M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, v. 32, n. 10, p. 1757-1762, 2000.
- KRONBERG, M.; BROSTRÖM, A.; NEMETH, G. Differences in shoulder muscle activity between patients with general joint laxity and normal controls. *Clin. Orthop.*, v. 269, p. 181-192, 1991.
- LASTAYO, P.; JAFFE, R. Assessment and management of shoulder stiffness: A biomechanical approach. *J. Hand Ther.*, p. 112-129,1994.
- LEE, S. B.; KIM, K. J.; O'DRISCOLL, S. W.; MORREY, B. F. Dynamic glenoumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and endrange of motion: A study in cadavera. *J. Bone Joint Surg.*, v. 82A, n. 849-857, 2000.
- LEE, S. B.; AN, K. N. Dynamic Glenoumeral stability provided by three heads of the deltoid muscle. *Clin.Orth. Rel. Res.*, v. 400, p. 40-47, 2002.
- LINNAMO, V.; BOTTAS, R.; KOMI, P. V. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *J. electromyogr. Kinesiol.*, v. 10, n. 5, p. 293-300, 2000.
- LINNAMO, V.; STROJNIK, V.; KOMI, P. V. EMG power spectrum and features of the superimposed maximal M-Ware during voluntary eccentric and concentric actions at different activation levels. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 86, p. 338-350, 2002.

- LINNAMO, V.; MORITANI, T.; NICOL, C.; KOMI, P. V. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *J. electromyogr. Kinesiol.*, v.13, n. 1, p. 93-101, 2003.
- LIPPOLD, O. C. J. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tensions. *J. Physiol.*, v. 117, p. 492, 1952.
- LUDEWIG, P. M.; COOK, T. M. Alterations in shoulder kinematic and associated muscle activity people with symptoms. *Phys. Ther.*, v. 80, n.3, p. 276-91, 2000.
- MACKENZIE, C. *The action of muscles*. New York, Paul B. Hoeber, 1940.
- MALANGA, G.A.; JENP, Y.N.; GROWNEY, E. S.; AN, K. N. Emg analysis of shoulder positionings in testing and strengthening the supraspinatus. *Med. Scien. Sports Exer.*, v. 28, n. 6, p. 661-64, 1996.
- MARKS, P. H., WARNER, J.J.P.; IRRGANG, J. J. Rotador cuff disorders of the shoulder. *J. Hand Ther.*, v. 7, n. 2, p. 90-98, 1994.
- MCCANN, P. D.; WOOTTEN, M. E.; KADABA, M. P.; BIGLIANI, L. U. A kinematic and Electromyographic Study of Shoulder Rehabilitation Exercises. *Clin. Orth. Rel. Res.*, v. 288, p. 179-188, 1993.
- MCCARTHY, M. R.; O'DONOGHUE, P. C.; YATES, C. K. The Clinical use of continuous passive motion in physical therapy. *J. Orth. Sports Phys. Ther.*, v. 15, p. 132-140, 1992.
- MCCLURE, P. W.; FLOWERS, K. R. Treatment of limited shoulder motion: A case study based on biomechanical considerations. *Phys. Ter.*, v. 72, p. 929-936, 1992.
- MEISTER, K. Injuries to the shoulder in the throwing athlete. *Am. J. Sports Med.*, v. 28, n 2, p. 265-75, 2000.
- MICHIELS, I.; BODEM, F. The deltoid muscle: an electromyographical analysis of its activity in arm abduction in various body postures. *Int. Orthop.*, v. 16, n. 3, p. 268-71, 1992.
- MORRISON. D. S.; BIGLIANI, L. U. The clinical significance of variations in acromial morphology. *Orthop. Trans.*, v. 11, p. 234, 1987.
- NEER, C. S. II. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. *J. Bone Joint. Sug.*, v. 54, n. 41, 1972.
- NEER , C. S. II.; WELSH, R. P. The shoulder in sports. *Orth Clin*, v. 8, n. 583, 1977.
- NEER, C. S. II. Impingement lesions. *Clin. Orthop.*, v. 173, p. 70-77, 1983.
- NEER, C. S. II; POPPEN, N. K. Supraspinatus outlet. *Orthp. Trans.*, v. 11, n. 234, 1987.

- NEER, C. S. II. *Cirurgia do ombro*. Rio de Janeiro: Revinte, 1995.
- NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. *Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Philadelphia, Lea & Febiger, 1989.
- O'BRIEN, S. J.; NERVES, M. C.; ARNOCZKY, S. P. The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *Am. J. Sports Med.*, v. 18, p. 449-456, 1990.
- OLIVEIRA, A. S.; RODRIGUES, D.; BERZIN, F. Atividade eletromiográfica das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide na abdução do braço. *Rev. Bras. Fisiot.*, v. 5, n. 1, p. 17-24, 2001.
- OLSEWSKI, J. M.; DEPEW, A. D. Arthroscopic subacromial decompression and rotator cuff debridement for stage II and Stage III impingement. *Arthroscopy*, v. 10, p. 61-68, 1994.
- PEAT, M.; GRAHAM, R. E. Electromyographic analysis of soft tissue lesions affecting shoulder function. *Am. J. Phys. Med.*, v. 56, p. 223-240, 1977.
- PEAT, M. Functional anatomy of the rotator cuff lesions. *Clin. Orthop. Rel. Reser.*, v. 66, n. 12, p. 1855-1865, 1986.
- PORTNEY, L. Eletromiografia e Testes de Velocidade de Condução Nervosa. In: O'SULLIVAN, S. SCHMITZ, T.J. *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*. 2ª ed. São Paulo: Ed. Manole, p. 183-223, 1993.
- PRATT, N. E. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *J. Hand Ter.*, v. 7, n. 2, p. 76, 1994.
- PROPPEN, N.; WALKER, P. Forces at glenohumeral joint in abduction. *Clin. Orthop.*, v. 135, p. 165, 1978.
- REDDY, A. S.; MOHR, K.J.; PINK, M. M.; JOBE, F. W. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J. Shoulder Elbow Surg.*, v. 9, n. 6, p. 519-523, 2000.
- ROCKWOOD, C. A.; MATSEN, F. A. *The Shoulder*. Philadelphia, W. B. Saunders, 1990.
- ROWLANDS, L. K.; WERTSCH, J. J.; PRIMACK, S. J.; SPREITZER, A. M.; ROBERTS, M. M. Kinesiology of the empty can test. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, v. 74, n. 4, p. 302-4, 1995.

- RYU, R. K. N.; MCCORMICK, J.; JOBE, F. W.; MOYNES, D. R.; ANTONELLI, D. J. An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *Am. J. Sports Med.*, v. 16, n. 5, p. 481-486, 1988.
- SACHS, L. *Applied Statistics: A Handbook of Techniques*. Second Edition Springer-Verlag New York Inc, 1984, 707 p.
- SANTOS, P. S.; BONAMIN, C.; OTSUKA, N.; SOBANIA, L. Síndrome do impacto. *Rev. Bras. Ortop.*, v. 30, n. 9, p. 655-9, 1995.
- SANTOS, P. D.; MIYAZAKI, A. N.; PINHEIRO, J. A. J.; FUNCHAL, L. F. Z. & CHECCHIA, S. L. Incidência de dor acromiocravicular após descompressão subacromial artroscópica. *Rev. Bras. Ortop.*, v. 33, n. 5, p. 329-32, 1998.
- SIZINIO, H.; XAVIER, R.; PARDINI, A. G. Jr.; TARCÍSIO, E. P. E. Ortopedia e traumatologia: Princípios e Práticas, Porto Alegre: ArtMed, 1998, p.775.
- SOLOMONOW, MA. Practical guide to electromyography international society of biomechanics congress XV, *Jyvaskyla, 1995. Anais.* JyVaskyla, International society of biomechanics, 1995.
- SODERBERG, G. L. Electromyography in Biomechanics. *Phys. Therap.*, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.
- SODERBERG, G.L.; COOK, T.M. Electromyography in Biomechanics. *Phys. Ther.*, v 64, p. 1813-20, 1984.
- STAPLES, O. S.; WATKINS, F. Full active abduction in traumatic of the deltoid. *J. Bone Joint Surg.*, (am) v. 25, p. 85, 1934.
- TAKAGISH, N. Conservative treatment of the ruptures of the rotator cuff. *J. Jpn. Orthop. Assoc.*, n. 52, p. 781-787, 1978.
- TIBONE, J. E.; JOBE, F. W.; KERLAN, R. K. Shoulder impingement syndrome in athletes treated by an anterior acromioplasty. *Clin. Orthop.*, v. 198, p. 134-140, 1985.
- TOWNSEND, H.; JOBE, F.; PINK, J. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *Am. J. Sports Med.*, v. 19, p. 264-272, 1991.
- VITTI, M.; BASMAJIAN, J. V. Muscles of mastication in small children: an electromyographic analysis. *Am. J. Orth.*, v. 68, n. 4, p. 412-419, 1975.
- WIRHED, R. *Atlas de anatomia do movimento*. São Paulo: Manole, p. 78-84, 1986.

WOODS, J. J.; BIGLAND, B. R. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. *Am. J. Phys. Med.*, v. 62, p. 287, 1983.

YAMSHOW, L. J.; BIERMAN, W. Kinesiology electromyography. III deltoid. *Arch. Phys. Med.*, v. 30, p. 286- 289, 1949.

YERGASON, R. M. Supination sign. *J. Bone Joint Surg.*, v. 13, p. 160, 1931.

ANEXO I**Ficha para indivíduos normais**

Data: _____

Nome: _____ Idade: _____

Profissão: _____ Tempo de Trabalho _____

História do Paciente:

Testes Manuais de Força

Rotador Interno: _____ (D) _____ (E)

Rotador Externo: _____ (D) _____ (E)

Abdutores: _____ (D) _____ (E)

Adutores: _____ (D) _____ (E)

Flexores: _____ (D) _____ (E)

Extensores: _____ (D) _____ (E)

Testes Específicos

Neer _____ (D) _____ (E)

Rockwood _____ (D) _____ (E)

Gerbe: _____ (D) _____ (E)

Yergason: _____ (D) _____ (E)

Jobe: _____ (D) _____ (E)

Hawkins: _____ (D) _____ (E)

ANEXO II

Ficha para portadores da síndrome do impacto

Nome: _____ Idade: _____
 Profissão: _____ Tempo de Trabalho _____
 Diagnóstico Médico: _____ Tempo de Lesão _____
 Exames Complementares: _____

Testes Manuais de Força

Rotador Interno: _____ (D) _____ (E) Rotador Externo: _____ (D) _____ (E)
 Abdutores: _____ (D) _____ (E) Adutores: _____ (D) _____ (E)
 Flexores: _____ (D) _____ (E) Extensores: _____ (D) _____ (E)

Testes Específicos

Neer _____ (D) _____ (E) Rockwood _____ (D) _____ (E)
 Gerbe: _____ (D) _____ (E) Yergason: _____ (D) _____ (E)
 Jobe: _____ (D) _____ (E) Hawkins: _____ (D) _____ (E)

ANEXO III

CONSENTIMENTO FORMAL DOS VOLUNTÁRIOS QUE PARTICIPARÃO DA PESQUISA: “Eletromiografia das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide em indivíduos normais e portadores da Síndrome do Impacto”.RESPONSÁVEL PELO PROJETO: Fabiano Politti (Pós-Graduando em Biologia Molecular e Estrutural, nível Mestrado, área de concentração - Anatomia) e Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari (Orientadora).Eu, _____, _____, _____ anos de idade, RG: _____, residente à Rua e/ou Av: _____, Cidade _____, voluntariamente concordo em participar da pesquisa acima mencionada, que será detalhada a seguir.

É de meu conhecimento que este estudo será desenvolvido em caráter de pesquisa científica com o objetivo de avaliar as atividades musculares dos músculos do ombro em indivíduos normais e portadores da Síndrome do Impacto do ombro, através do exame eletromiográfico. Para a realização da pesquisa, as despesas monetárias serão de responsabilidade dos responsáveis pela pesquisa.

Estou ciente que esse método diagnóstico se caracteriza por utilizar eletrodos que serão fixados sobre a pele da musculatura do ombro, com uma fita adesiva e, posteriormente, conectados a um computador através de um cabo condutor. Fui informado também que, esses eletrodos são finos e se assemelham a pequenos pedaços de fitas adesivas, e portanto, não oferecem nenhum tipo de risco à minha pele.

Também fui informado que para a realização desse exame, terei que ficar com o ombro e o braço desnudo, e concordo que essa situação não irá me causar nenhum tipo de constrangimento, uma vez que o objetivo principal dos pesquisadores será observar a existência de possíveis alterações na atividade desses músculos.

Assinando esse termo de compromisso e tendo total conhecimento dos procedimentos que deverão ser realizados, sei que a qualquer momento, poderei deixar de participar da pesquisa, sem que isso possa me causar qualquer tipo de prejuízo.

Estou ciente ainda que, as informações obtidas durante as avaliações eletromiográficas serão mantidas em total sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem a minha devida autorização. No entanto, essas mesmas informações somente poderão ser usadas para fins de pesquisa científica, desde que a minha privacidade seja sempre resguardada.

Comprometo-me, na medida das minhas possibilidades, participar dessa pesquisa, visando além do benefício do diagnóstico, colaborar para um bom desempenho do trabalho científico dos responsáveis pelo trabalho.

Declaro para finalidade ética que todas as informações foram por mim lidas e entendidas, e que eu e os responsáveis pela pesquisa já discutimos os riscos e benefícios decorrentes desta. Se ocorrerem dúvidas durante o experimento estas deverão ser prontamente esclarecidas, bem como no acompanhamento dos resultados obtidos decorrentes do exame eletromiográfico.

Campinas, 11 de Fevereiro de 2002.

Voluntário

Mestrando: Fabiano Politti
Dep. de Anatomia – UNICAMP
Fone: (0xx19) 3893 - 6674

Orientadora: Profa. Dra. Evanisi Teresa Palomari
Dep. de Anatomia – UNICAMP
Fone: (19) 3788 – 7391 / R: 12