

Universidade de São Paulo  
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2016

**AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS  
PARTICIPANTES DA ESTABILIZAÇÃO DA CINTURA  
ESCAPULAR APÓS APLICAÇÃO DE FNP E  
CINESIOTERAPIA CLÁSSICA EM INDIVÍDUOS  
SAUDÁVEIS**



**PPGRDF**  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FUNCIONAL  
FMRP-USP

Ana Cláudia Silva Ferreira

Dissertação



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto**  
**Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do**  
**Aparelho Locomotor**

**ANA CLÁUDIA SILVA FERREIRA**

**AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS**  
**PARTICIPANTES DA ESTABILIZAÇÃO DA CINTURA**  
**ESCAPULAR APÓS APLICAÇÃO DE FNP E CINESIOTERAPIA**  
**CLÁSSICA EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

**Ribeirão Preto**

**2016**

ANA CLÁUDIA SILVA FERREIRA

**AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS  
PARTICIPANTES DA ESTABILIZAÇÃO DA CINTURA  
ESCAPULAR APÓS APLICAÇÃO DE FNP E CINESIOTERAPIA  
CLÁSSICA EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo junto ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, para obtenção do título de mestre em Reabilitação e Desempenho Funcional.

**Área de Concentração:** Fisioterapia  
**Orientador:** João Eduardo de Araújo

**Ribeirão Preto**

**2016**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

### FICHA CATALOGRÁFICA

Avaliação eletromiográfica dos músculos participantes da estabilização da cintura escapular após aplicação de fnp e cinesioterapia clássica em indivíduos saudáveis. Ribeirão Preto, 2014.

74 p.: il.

Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo/USP - Programa de Pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, Área de concentração: Motricidade, Plasticidade, Neuromuscular e Neuronal.

Orientador: De Araujo, João Eduardo

1. Irradiação de força muscular, 2. Facilitação neuromuscular proprioceptiva, 3. Cinesioterapia Clássica

# FOLHA DE APROVAÇÃO

**Título do trabalho: Avaliação eletromiográfica dos músculos participantes da estabilização da cintura escapular após aplicação de fnp e cinesioterapia clássica em indivíduos saudáveis**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo junto ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, para obtenção do título de mestre em Reabilitação e Desempenho Funcional.

**Área de Concentração:** Fisioterapia  
**Orientador:** João Eduardo de Araújo

Aprovado em: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## Banca Examinadora

Prof.Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof.Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof.Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

***Dedicatória***

*Dedico este trabalho aos meus pais, que sempre me apoiaram em todos os meus sonhos e me incentivaram a alcançar meus objetivos.*

# ***Agradecimientos***



## AGRADECIMENTOS

*Agradeço primeiramente a **Deus**, por me dar saúde e sabedoria para realizar meus sonhos me guiando e fortalecendo sempre para continuar minha jornada.*

*Ao meu pai, **Paulo**, e minha mãe, **Mônica** por estarem sempre ao meu lado, me apoiando, incentivando, acompanhando e participando de todas as etapas de minha vida.*

*Aos meus queridos irmãos, **Luís Paulo e Livia**, por estarem sempre ao meu lado em todos os momentos da minha vida, pelo carinho, atenção e paciência.*

*Ao meu esposo **Bruno**, pelo amor, carinho, compreensão.*

*Ao **Prof. Dr. João Eduardo de Araújo**, que me deu a chance desenvolver esse trabalho, acreditando sempre em meu potencial.*

*As amigas do Laboratório de Neuropsicobiologia e Controle Motor, **Tamyris, Raquel e Takae**, além de minha grande amiga de república **Amanda**.*

*E a todos os **voluntários** participantes do estudo, por acreditarem e darem apoio ao nosso estudo, sem vocês não conseguiríamos seguir com nosso estudo.*

# **Resumo**

## RESUMO

A Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) é um método de tratamento que combina padrões de movimentos em diagonal e espiral e técnicas de facilitação neuromuscular, com objetivo de melhorar o controle e a função neuromuscular. Este estudo comparou por eletromiografia de superfície (EMGs) e dinamometria a irradiação de força muscular na cintura escapular, após estimulação à distância no hemitórax contralateral (grupo FNP) e local por Cinesioterapia Clássica (grupo CC). Participaram 113 indivíduos saudáveis. A EMGs dos músculos trapézio superior (TS), trapézio médio (TM), deltoide médio (D) e serrátil anterior (S) foi realizada antes, durante e após os protocolos. A preensão palmar, antes e após os protocolos, foi avaliada por dinamometria. Valores de RMS (Root Mean Square) e dinamometria foram submetidos a ANOVA *Two Way* e pós-teste de *Holm-Sidak*,  $p < 0,05$ . No FNP, as diagonais pósterio-depressão (PD) e extensão-abdução-rotação interna (EARI) aumentaram o RMS em relação às demais ( $F_{4,1180}: 42,53$ ) e os músculos TS, TM e D aumentaram o RMS em relação ao S ( $F_{3,1180}: 25,73$ ). No CC, remada alta, elevação lateral e elevação frontal do braço aumentaram o RMS em relação à rotação interna e rotação externa ( $F_{4,1180}: 172,28$ ). Músculos TS, TM e D aumentaram o RMS em relação ao S ( $F_{3,1180}: 178,32$ ). Contrações máximas iniciais e finais aos protocolos, não modificaram o RMS no CC ou FNP. Porém, TS no CC apresentou aumento inicial e final, em relação ao FNP ( $F_{1,888}: 8,62$ ). Valores da dinamometria, revelaram maior força inicial e final do membro dominante em relação ao não dominante ( $F_{3,444}: 4,71$ ), maior força no CC ( $F_{3,444}: 4,71$ ) e maior força final no CC em relação ao FNP ( $F_{3,444}: 0,04$ ). Diagonais PD e EARI são mais eficientes para irradiar força nos músculos TS, TM e D.

**Palavras chaves:** Irradiação de força muscular, Facilitação neuromuscular proprioceptiva, Cinesioterapia Clássica

# **Abstract**

## ABSTRACT

The Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) is a method of treatment that combines diagonal movement patterns and spiral and neuromuscular facilitation techniques, in order to improve the control and neuromuscular function. This study compared by surface electromyography (sEMG) and grip strength irradiation of muscle strength in the shoulder girdle, after stimulation distance in the contralateral hemisphere (FNP group) and local by Kinesiotherapy Classic (CC group). They participated in 113 healthy subjects. The EMGs of the upper trapezius muscles (TS), middle trapezius (TM), middle deltoid (D) and serratus anterior (S) was carried out before, during and after the protocols. Grips with hands before and after the protocol was evaluated by dynamometry. RMS values (Root Mean Square) and grip strength were subjected to Two Way ANOVA and Holm-Sidack post-test,  $p < 0.05$ . FNP in the posterolateral diagonal depression (PD) and extension-abduction-internal rotation (EAIR) increased RMS in relation to the other (F4,1180: 42.53) and TS muscles, TM and D increased the RMS relative S (F3,1180: 25.73). In DC, upright row, side elevation and front elevation of the arm increased RMS in relation to internal rotation and external rotation (F4,1180: 172.28). TS muscles, TM and D increased the RMS relative to S (F3,1180: 178.32). Initial maximal contractions and final protocols did not change the RMS in DC or PNF. However, the TS initial and final WC was increased, compared to PMF (F1,888: 8.62). Values of grip strength, showed greater initial force and the end of the dominant member in relation to the non-dominant (F3,444: 4.71), the largest force in the CC (F3,444: 4.71) and a higher ultimate strength in DC in relation to FNP (F3,444: 0.04). PD diagonals and EAIR are more efficient to radiate strength in muscles TS, TM and D.

**Key words:** Irradiation of muscle strength, proprioceptive neuromuscular facilitation, Kinesiotherapy Classical

## ***Lista de Figuras***

## LISTA DE FIGURAS

**Figura 1.** Fluxograma de seleção dos sujeitos

**Figura 2.** Gráfico representativo da atividade eletromiográfica obtida em diferentes diagonais de FNP.

**Figura 3.** Gráfico representativo da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das diagonais.

**Figura 4.** Gráfico representativo da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das diagonais.

**Figura 5.** Gráfico representativo da atividade eletromiográfica obtida em diferentes atividades do grupo CC.

**Figura 6.** Gráfico representativo da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das atividades.

**Figura 7.** Gráfico representativo da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das atividades.

**Figura 8.** Gráfico representativo da atividade eletromiográfica nas contrações máximas iniciais e finais encontradas em cada grupo.

**Figura 9.** Gráfico representativo da média de força em Kgf iniciais e finais encontradas em cada membro para os dois grupos avaliados.

**Figura 10.** Gráfico representativo da média de força em Kgf iniciais e finais encontradas em cada membro para os dois grupos avaliados.

## ***Lista de Siglas***



## LISTA DE SIGLAS

**AE** – Ântero elevação pélvica

**AVC** – Acidente vascular cerebral

**AVE** – Acidente vascular encefálico

**CC** – Cinesioterapia clássica

**EARI** – Extensão abdução com rotação interna

**EF** – Elevação frontal

**EL** – Elevação lateral

**EMGs** – Eletromiografia de superfície

**ET** – Estabilização bilateral de tronco

**FARE** – Flexão adução com rotação externa

**FNP** – Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva

**MMSS** – Membros superiores

**PD** – Pósterio depressão pélvica

**RA** – Remada alta

**RE** – Rotação externa

**RI** – Rotação interna

**RMS** - Root Mean Square

**SNC** – Sistema nervoso central

# **Sumário**

# SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	18
1.1 Problemas que acometem a cintura escapular .....	20
1.2 Intervenção terapêutica na cintura escapular .....	22
1.3. Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva .....	23
1.3.1 Filosofia do método.....	25
1.3.2 A FNP e a literatura científica .....	25
1.4 Irradiação de força muscular.....	26
1.4.1 Efeitos do treinamento unilateral .....	28
1.4.2 Hipóteses que justificam os efeitos de irradiação de força muscular	29
2 OBJETIVOS .....	34
2.1 Objetivos Gerais.....	35
2.2 Objetivos Específicos .....	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
3.1 Sujeitos .....	37
3.2 Randomização .....	38
3.3 Intervenções.....	39
3.3.1 Protocolos de estimulação .....	39
3.4 Análise eletromiográfica .....	42
3.5 Dinamometria.....	43
3.6 Análise estatística .....	43
4 RESULTADOS .....	45
4.1 FNP .....	46
4.2 CC.....	49
4.3 ISOMETRIAS .....	52
4.4 DINAMOMETRIA .....	53

5 DISCUSSÃO .....	55
6 CONCLUSÃO.....	62
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	64

# **Introdução**

## 1. INTRODUÇÃO

O ombro é caracterizado como uma articulação bastante complexa, de muita mobilidade e pouca estabilidade, com movimentos em três eixos: sagital, frontal e transversal. A articulação é composta por ossos como a clavícula, escápula e úmero e, compreende articulações como a esternoclavicular, acromioclavicular, glenoumeral e escapulotorácica, além dos ligamentos e músculos envolvidos nesse complexo (O`BRIEN; WARREN; SCHWARTZ, 1987).

A anatomia do ombro aumenta a predisposição a instabilidades. A cavidade glenoidal é rasa em relação à cabeça do úmero, diminuindo a congruência articular e aumentando o risco de lesões (WILK; ARRIGO; ANDREWS, 1997). Um bom equilíbrio entre mobilidade e estabilidade é necessário para manter a função articular, portanto para o funcionamento natural do ombro, é necessário um movimento adequado da cintura escapular (DOME; KIBLER, 2006). Sendo assim, a ação dos tecidos adjacentes é fundamental para manter sua estabilidade, através de uma sincronia entre estruturas de função estática e dinâmica. A estabilidade estática articular é dada por componentes como pressão intra-articular negativa, cápsula articular, lábio glenoidal e ligamentos. A estabilidade dinâmica, por sua vez, depende da coordenação muscular (WILK; ARRIGO; ANDREWS, 1997).

Os músculos estão envolvidos diretamente na estabilização da cintura escapular, entre estes estão os músculos trapézio, levantador da escápula, romboides, serrátil anterior e o peitoral menor, que são responsáveis pelos movimentos escapulares. Os músculos, deltoide, supra espinhal, peitoral maior, latíssimo do dorso, redondo maior, infra espinhal, redondo menor, subescapular e coracobraquial, são responsáveis pelos movimentos da articulação glenoumeral (O`BRIEN; WARREN; SCHWARTZ, 1987). Todos esses músculos trabalham de forma sincrônica para estabilizar e controlar a posição da escápula, já que sem um controle escapular adequado, perde-se também a eficiência dos mesmos (VOIGH; THOMSON, 2000).

Lesões no ombro estão entre as causas mais comuns de dores musculoesqueléticas, podendo alcançar entre 20% a 33% da população em geral (MCBETH; JONES, 2007). Fatores psicossociais, intensa carga de trabalho, alterações morfológicas e funcionais do corpo humano podem interferir com a mecânica da articulação do ombro (KARELS et al., 2007). Sob esse aspecto, ferramentas e estratégias que possam contribuir com a reabilitação dessa articulação são de extrema relevância.

### **1.1 Problemas que acometem a cintura escapular**

As disfunções da cintura escapular podem ter diferentes etiologias, muitas vezes, originadas das próprias estruturas do ombro ou, de outras regiões corporais. Essas disfunções podem surgir devido à sobrecarga excessiva na articulação, problemas vasculares, neurológicos, traumas, entre outros (NORDQVIST; PETERSSON; SWEDEN, 1995).

Entre as diversas disfunções ortopédicas, encontradas no membro superior (MS), lesões do manguito rotador e síndrome do impacto no ombro, são consideradas as disfunções mais comuns e responsáveis por até 70% dos episódios de dor no MS (EJNISMAN et al., 2004). O quadro doloroso, a fadiga por esforço repetitivo e a mecânica incorreta da articulação podem interferir na cinemática escapuloumeral, desencadear inabilidades motoras durante a realização de movimentos repetidos, gerar dificuldade em erguer cargas e em manter movimentos, particularmente acima do nível da cabeça (PAYNE et al., 1997; CARPENTER; BLASIER; PELLIZZON, 1998; LUDEWIG e COOK, 2000) o que por sua vez, dificulta uma abordagem direta no momento da reabilitação.

Além das lesões ortopédicas, lesões teciduais podem proporcionar a formação de cicatrizes na região da cintura escapular, entre tantas, podemos apontar as queimaduras, as abrasões, lacerações e cicatrizes cirúrgicas. A cicatriz pode surgir após uma lesão e, se desenvolve, através de um processo combinado de regeneração e substituição do tecido dérmico por tecido fibroso, sendo esse processo variável e imprevisível. Uma cicatriz pode apresentar-se

hipertrófica, atrófica ou queloideana, uma vez que se torna patológica é capaz de produzir retrações nos tecidos adjacentes causando prejuízos estéticos e funcionais (HERTLING; KESSLER, 2006).

As cicatrizes retráteis exercem uma tração significativa em torno dos tecidos saudáveis, com conseqüente limitação funcional, especialmente quando ocorrem, por exemplo, após queimaduras profundas na região do pescoço ou próximo às articulações apendiculares (SLEMP; KIRSCHNER, 2006; WOLLSTEIN et al., 2012). Outro exemplo, que se destaca entre as complicações causadas por cicatrizes, são as mulheres mastectomizadas. A abordagem cirúrgica pode produzir déficits funcionais importantes às pacientes, em especial na articulação do ombro, pela diminuição da amplitude de movimento no lado homolateral a cirurgia, desencadeando alterações posturais, problemas respiratórios e linfedemas (BREGAGNOL; DIAS, 2010).

Lesões neurológicas são tão graves e incapacitantes como as disfunções ortopédicas no complexo do ombro. A lesão de um nervo periférico, por exemplo, pode resultar em comprometimentos motores, sensoriais e até mesmo autonômicos (SUNDERLAND, 1985). Esse tipo de disfunção neuronal, induz além da fraqueza muscular, perdas sensoriais e dores neuropáticas, além disso, a lesão nervosa periférica pode também desencadear alterações no mapa somatossensorial no córtex cerebral (MÜLLER; STOLL, 1999; ROSÉN; LUNDBORG, 2003). Sob esse aspecto, abordagens terapêuticas adequadas podem melhorar a recuperação funcional e diminuir os riscos de desorganizações plásticas no sistema nervoso central (SNC) (MILLES, 2000; ROSÉN; BALKENIUS; LUNDBORG, 2003).

Aumentando o nível de gravidade, uma lesão nervosa periférica pode acometer todo o plexo braquial. Esse tipo de lesão, também conhecida como paralisia de *Erb-Klumpke*, pode ser resultado dos mais diversos traumas ou até de uma paralisia perinatal, produzindo perdas temporárias ou permanentes nos movimentos e na sensibilidade do membro superior (BENJAMIN, 2005).

As disfunções da cintura escapular podem também ser conseqüentes de lesões nervosas centrais, como por exemplo, após um acidente vascular encefálico (AVE) ou acidente vascular cerebral (AVC). As sequelas do AVC são variáveis, desde alterações posturais, de equilíbrio, fraqueza muscular,



diminuição da amplitude de movimento (ADM), alterações no tônus muscular, paresia e plegia (CHARLES; GORDON 2005).

A função motora mais afetada nesses indivíduos está relacionada ao membro superior (CRISTEA; LEVIN, 2007), e o que evidencia a dificuldade no desempenho motor do membro é a não utilização do membro afetado na realização de suas atividades de vida diária, seus movimentos de preensão, alcance e amplitude de movimento se tornam limitadas (HUNTER; CROME, 2002). A hemiplegia é definida como a perda do controle motor em um hemicorpo contralateral à lesão encefálica (CHARLES; GORDON, 2005) e é capaz de gerar algumas complicações comuns que podem causar dificuldades na recuperação do paciente, prolongando sua hospitalização e reduzindo a qualidade de vida desses indivíduos, dentre essas complicações estão a subluxação glenoumeral e a dor no ombro hemiplégico (VUAGNAT; CHANTRAINE, 2003; WIDAR, 2004; ADA; FOONGCHOMCHEAY; CANNING, 2009).

Pacientes com dores e processos inflamatórios na articulação do ombro não podem movê-la, pacientes hemiplégicos ou hemiparéticos também não podem ativamente mover seu ombro (CIRSTEIA; LEVIN, 2007). Dessa maneira a abordagem terapêutica se torna difícil e programas de tratamentos baseados em estimulação à distância podem ser necessários para o sucesso da reabilitação de disfunções na articulação do ombro.

## **1.2 Intervenção terapêutica na cintura escapular**

Os exercícios terapêuticos, também conhecidos pelo termo cinesioterapia, nada mais são do que o treinamento planejado e sistemático de movimentos corporais, posturas ou de atividades físicas, com objetivo de melhorar, restaurar ou potencializar a função física. A cinesioterapia envolve a aplicação de cargas e forças físicas, cuidadosamente graduadas que são impostas aos sistemas corporais, tecidos específicos ou estruturas individuais (AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION, 2001).

Algumas estratégias, classificam os exercícios dos protocolos de reabilitação do ombro, através do nível de ativação dos músculos envolvidos observados pela eletromiografia de superfície (ANDERS et al., 2004; LUDEWIG et al., 2004). Nas disfunções do complexo do ombro, algumas propostas terapêuticas tendem a atuar sobre as estruturas envolvidas, utilizando atividades com diferentes tipos de cargas e bases de suporte (OLIVEIRA et al., 2006; OLIVEIRA et al., 2008) e até atividades aquáticas, que podem reduzir a carga na articulação (KELLY et al., 2000).

Utilizando os conceitos da cinesioterapia convencional, que muitas vezes é a opção escolhida por fisioterapeutas, as opções de tratamento para recuperação da função tornam-se bastante limitadas, já que, muitas disfunções no complexo do ombro limitam o seu movimento direto (ELHASSAN et al., 2016).

### **1.3. Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva**

A Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) torna-se uma opção de tratamento importante, entre os diversos métodos utilizados para reabilitação sensório-motora dos membros superiores (MMSS). Com uma proposta de tratamento baseada em estimulação à distância, o método utiliza o princípio da irradiação de força muscular que, estimula os grupos musculares fortes e a distância da lesão para produzir a ativação de músculos fracos e portadores da disfunção (GRZEBELLUS, 2007).

Esse método de tratamento combina padrões de movimentos em diagonal, espiral e técnicas de facilitação neuromuscular, com objetivo de provocar respostas motoras e melhorar o controle e a função neuromuscular (ADLER, 2008).

A FNP é amplamente utilizada por fisioterapeutas em todo o mundo. No passado foi nomeada de método Kabat, por ter sido proposta pelo neurofisiologista Dr. Herman Kabat em conjunto com as fisioterapeutas Margaret Knott e Dorothy Voss, que na década de 40 expandiram e desenvolveram as técnicas presentes no conceito. Os trabalho do Dr. Kabat,

empregavam a análise do movimento durante atividades funcionais e recebiam suporte das teorias da época, sobre o desenvolvimento motor e os princípios neurofisiológicos relacionados ao movimento medular (KNOTT; VOSS, 1968).

Entre os procedimentos básicos, utilizados para desencadear uma melhor resposta neuromuscular, está o contato manual, que permite a produção de resistência em grupos musculares definidos e indica ao paciente a direção adequada do movimento. A resistência aplicada, durante as contrações musculares concêntricas, deve ser a maior possível, mas devem permitir ainda, o movimento suave e sem dor através da ADM disponível e, deve ser ajustada ao longo do padrão, para adequar os componentes fracos e fortes. Além do contato manual, o posicionamento correto do terapeuta ao longo das diagonais é de suma importância, pois o uso de uma mecânica corporal efetiva é essencial para produzir a resistência correta, que irá desencadear a irradiação de força. Durante as diagonais de movimento, uma leve tração nas superfícies articulares deve ser realizada, com intuito de inibir a dor e facilitar o movimento. Ainda, uma compressão suave das superfícies articulares, estimula a co-contratação dos músculos agonistas e antagonistas, aumentando a estabilidade dinâmica e o controle postural. E por fim, o comando verbal irá proporcionar pistas auditivas, com volume de voz variado, para favorecer a resposta motora e ajudar a manter a atenção do paciente, que é convidado a acompanhar com a visão todo o movimento que está sendo realizado, aumentando assim seu controle ao longo da ADM (ADLER, 2008).

As técnicas utilizadas na FNP são fundamentais ao longo de todas as etapas da reabilitação, desde a fase inicial, durante a cicatrização de tecidos por exemplo, onde as técnicas isométricas são necessárias, até a fase final, quando podem ser realizadas diagonais de movimentos em alta velocidade e contra resistência máxima (ADLER, 2008).

### **1.3.1 Filosofia do método**

Como todo método, a FNP possui premissas filosóficas que norteiam sua aplicação. Assim, o método baseia-se na ideia de que todo ser humano com ou sem alguma deficiência, possui um potencial ainda inexplorado. Seu objetivo é facilitar o desempenho do sistema neuromuscular, estimulando proprioceptores musculares e articulares através da técnica de irradiação de força muscular (KNOTT; VOSS, 1968).

O método utiliza o conceito de irradiação de força muscular como uma de suas bases de tratamento, utilizando grupos musculares mais fortes para facilitarem a resposta de grupos mais fracos (GRZEBELLUS, 2007). Pink em 1981, mostrou que, quando um padrão de FNP é realizado em um segmento corporal, utilizando-se uma resistência contrária ao movimento solicitado, os músculos proximais do tronco e do hemicorpo contralateral são ativados para que a resistência seja vencida. Anterior a este trabalho, na década de 70, Russel (1971) já tinha mostrado que, durante uma atividade de FNP em indivíduos normais, a maior atividade elétrica muscular tende a ser produzida no membro não envolvido na tarefa.

Dessa maneira, a irradiação de força muscular tem sido alvo de diferentes trabalhos na literatura, com o objetivo de melhorar o desempenho motor de segmentos fracos pela utilização de segmentos mais fortes, ainda que o entendimento desse mecanismo não esteja totalmente elucidado (MENINGRONI et al., 2009; GONTIJO et al., 2012; ABREU et al., 2015).

### **1.3.2 A FNP e a literatura científica**

Utilizar o alongamento muscular para aumentar a ADM é uma prática bastante comum na fisioterapia, e o conceito da FNP vem sendo utilizado com esta finalidade em diferentes trabalhos (PEREIRA; SILVA JUNIOR, 2003; GAMA et al., 2007; HINDLE et al., 2012).

Como já apontamos anteriormente, após intervenções cirúrgicas ablativas, o surgimento de cicatrizes com tecido de baixa elasticidade pode ser um importante fator limitante do movimento. Nesse sentido, um protocolo de FNP com duração de oito semanas proporcionou um aumento da amplitude de movimento em mulheres mastectomizadas, que apresentavam fraqueza muscular e limitação da ADM homolateral a cirurgia (NOGUEIRA et al., 2005).

Sujeitos obesos podem apresentar redução de flexibilidade e dores na região da coluna vertebral lombar. Park e Seo (2014) utilizaram técnicas de FNP para ativar padrões de movimento com a cintura escapular e cintura pélvica e assim, mostraram aumento na flexibilidade da coluna lombar e ainda diminuição de dor nessa população, evidenciando a efetividade deste protocolo de FNP para esse problema ortopédico.

Há algum tempo, trabalhos vem investigando a viabilidade da utilização de exercícios de FNP, para o incremento da mecânica respiratória, mostrando resultados satisfatórios na reabilitação de pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (RIES et al., 1988), no aumento da força muscular respiratória (AREAS et al., 2013) e melhora na função respiratória em indivíduos com distrofia miotônica (NITZ; BURKE, 2002).

Em nosso laboratório, utilizando irradiação contralateral de força muscular, Meningroni e cols. em 2009, mostraram que um protocolo de tratamento por FNP com duas sessões semanais durante 4 semanas, em pacientes com a doença de Charcot-Marie-Tooth, foi eficaz para aumentar a atividade elétrica e a força do músculo Tibial Anterior.

Para essas e em outras doenças, a FNP vem se mostrando uma ferramenta de reabilitação viável e com algum nível de evidência científica (KOFOTOLIS et al., 2005; HINDLE et al., 2012; PARK; SEO, 2014).

#### **1.4 Irradiação de força muscular**

A irradiação de força muscular é definida como, a propagação da resposta muscular a um estímulo para outros segmentos musculares mais

fracos, utilizando para tanto as cadeias musculares (ADLER, 2008). Essa ativação muscular sinérgica permite a estabilização das articulações proximais, aumentando a potência e a precisão dos segmentos músculo-articulares distais, durante tarefas de resistência ou de sobrecarga muscular (PINK, 1981).

A eletromiografia de superfície é uma ferramenta de avaliação da função muscular que vem sendo fundamental para mostrar a irradiação de força muscular pelos conceitos da FNP. Para avaliar os efeitos de duas técnicas de FNP sobre o aumento da amplitude de flexão do quadril durante a elevação da perna, Markos (1979), utilizando eletromiografia de superfície mostrou aumento da atividade elétrica no membro contralateral não exercitado, quando o membro inferior direito estava se contraindo contra a resistência. Devine et al., (1981), investigaram se a atividade eletromiográfica de um músculo não exercitado, durante a atividade do membro contralateral, dependia da musculatura agonista ou antagonista. Ao avaliar os músculos reto femoral e vasto lateral da perna direita em diferentes posições (perna direita a 10° de flexão e 90° de flexão), enquanto a perna esquerda se movimentava em flexão e extensão, observaram que o reto femoral não apresentava diferenças na atividade eletromiográfica em nenhuma das posições analisadas. No entanto, o músculo vasto lateral apresentava ativação eletromiográfica distinta nas diferentes posições, mostrando assim a influência do posicionamento do membro não exercitado durante uma atividade contralateral, durante o exercício máximo dos músculos agonistas da perna esquerda com joelho direito fletido a 10°.

Investigando agora, diferentes tipos de atividade muscular, estática e dinâmica, na geração de irradiação de força, Panzer (2011), realizou dois experimentos. No primeiro, os voluntários movimentavam o membro superior em flexão e extensão utilizando um halter. No segundo, realizavam uma contração máxima estática do músculo tríceps. Nos dois casos, o músculo tríceps do membro contralateral foi avaliado pela eletromiografia de superfície. Ambos os experimentos revelaram a co-ativação do membro contralateral não exercitado e, assim, a possibilidade de se estabelecer diferentes protocolos que se adequem as necessidades individuais e também a diferentes doenças.

Ainda que diferentes autores, ao longo dos anos, tenham demonstrado os efeitos da irradiação de força contralateral durante os padrões de FNP (MARKOS, 1979; PINK, 1981; GONTIJO et al., 2012), ainda é preciso melhorar o entendimento sobre a influência dos diferentes níveis de esforço sobre a ativação da musculatura não exercitada, as diferenças no nível de força irradiada entre homens e mulheres, quais diagonais de FNP são capazes de gerar maior ativação da musculatura contralateral (ABREU et al., 2015) e o tempo de tratamento necessário para se obter os efeitos da irradiação de força sobre a musculatura não exercitada (MENINGRONI et al., 2009).

#### **1.4.1 Efeitos do treinamento unilateral**

Alguns autores investigaram os efeitos do treinamento unilateral e constataram que, essa modalidade, é capaz de produzir aumento na força muscular contralateral, aumentando a atividade elétrica muscular contralateral e também produzem fadiga muscular (MUNN et al., 2004; CARROL et al., 2006; MENINGRONI et al., 2009; GONTIJO et al., 2012; HALPERIN; COPITHORNE; BEHM, 2014).

Para alguns autores, a justificativa dos efeitos contralaterais do treino unilateral está na familiaridade com o treinamento, onde a exposição repetida aos movimentos, produz habituação e assim um melhor desempenho dos sujeitos durante os testes (MUNN et al., 2004; CARROL et al., 2006). Trabalhando com essa possibilidade, Munn et al. (2004), sugeriram que a metodologia mais correta para se avaliar os efeitos contralaterais de um treinamento, é a partir de treinos aleatórios, onde um dos grupos não participa do protocolo, e então, compara-se o aumento da força no membro contralateral de indivíduos treinados e em indivíduos não treinados. Além da familiaridade com o treinamento, Carrol et al. (2006), apontaram alguns mecanismos neurais envolvidos nos efeitos contralaterais do treino unilateral, entre eles, o aumento na ativação de motoneurônios e ainda, pequenas alterações nos mecanismos centrais em nível cortical, subcortical e na medula espinhal.

Ainda, avaliando as respostas musculares contralaterais do um treino unilateral, Halperin, Copithorne e Behm (2014), investigaram se dois músculos exercitados separadamente eram capazes de fadigar os mesmos músculos contralaterais não exercitados, e mostraram assim que os efeitos contralaterais são específicos para cada musculatura. Nessa mesma direção e, reforçando o conceito de modificações específicas músculo a músculo, Song et al. (2014), utilizaram a eletroestimulação muscular para provocar alterações musculares bilaterais no músculo tríceps sural. Mais uma vez, os resultados mostraram mudanças na composição bilateral no tipo e no tamanho de fibra, mas as modificações nos músculos sóleo e gastrocnêmio não foram idênticas, reforçando a ideia de que os efeitos contralaterais do treino unilateral são específicos de cada musculatura.

#### **1.4.2 Hipóteses que justificam os efeitos de irradiação de força muscular**

Podemos observar pelo que descrevemos acima que, manipular um lado do corpo provoca mudanças nos músculos sinérgicos ipsilaterais e no movimento do lado oposto (MENINGRONI et al., 2009; GONTIJO et al., 2012; ABREU et al., 2015). Apesar dos trabalhos existentes e do atual conhecimento relacionado à irradiação de força muscular, os mecanismos responsáveis por estes princípios ainda não são totalmente conhecidos (MORALES; CARVALHO; GOMES, 2003).

Existem duas possibilidades para o estabelecimento de hipóteses que justificam esse fenômeno. Uma neural e outra biomecânica. Do ponto de vista neural, o aumento da contração muscular promovido pela resistência, produz uma necessidade de adaptação na ativação de neurônios e assim surge a irradiação de força (PINK, 1981). Com a excitabilidade aumentada nos centros motores superiores e nas vias aferentes, pela sobrecarga proprioceptiva, as células do corno anterior da medula são ativadas de maneira mais intensa. Nessa região medular se localiza grande parte dos interneurônios que se comunicam com outros neurônios, que se projetam para estruturas encefálica e também para o lado contralateral da medula (ADLER, 2008).



Sob a ótica biomecânica, os mecanismos responsáveis pela irradiação de força se relacionam a necessidade de ajustes posturais, após uma contração muscular vigorosa, fazendo com que o lado contralateral se contraia e promova a estabilização. Sendo assim, duas possíveis hipóteses biomecânicas podem ser utilizadas para explicar a irradiação de força muscular. A resistência imposta a um segmento produz um aumento de estímulos que se propagam para cadeias musculares proximais e contralaterais. A outra hipótese é de que a resistência só pode ser vencida quando há estabilização proximal e contralateral, gerando maior e melhor torque na alavanca distal (PINK, 1981).

Uma vez que a FNP vem sendo utilizada por fisioterapeutas ao redor do mundo e que, o conceito de irradiação de força muscular pode se tornar uma ferramenta importante quando não se pode atuar diretamente na região de lesão, torna-se prioritário o conhecimento de quais diagonais de FNP são efetivas para as mais diferentes articulações, já que os trabalhos mostram que músculos diferentes respondem de maneira diferente a esse tipo de estimulação. Para tanto, verificar a efetividade dessas diagonais em sujeitos saudáveis é o primeiro passo, para que protocolos sejam formulados e possam ser testados na reabilitação de incapacidades motoras específicas.

## **Objetivos**

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivos Gerais**

Avaliar e comparar em indivíduos saudáveis, utilizando eletromiografia de superfície (EMGs) e dinamometria de mão, a ativação dos músculos da cintura escapular produzida em um protocolo de ativação à distância por diagonais de FNP e por um local, utilizando exercícios de Cinesioterapia Clássica (CC).

### **2.2 Objetivos Específicos**

- Avaliar a presença de irradiação de força muscular nos músculos da cintura escapular, a partir de diagonais de FNP no hemicorpo contralateral.
- Avaliar quais diagonais de FNP produzem a maior atividade elétrica nos músculos trapézio superior, trapézio médio, deltoide médio e serrátil anterior.
- Avaliar a força de preensão palmar antes e depois dos dois protocolos.

# ***Materiais e Métodos***

### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 Sujeitos**

Participaram deste estudo 113 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, com faixa etária entre 18 e 32 anos, sem histórico de traumas recentes ou doenças prévias da cintura escapular, com ausência de sinais clínicos dolorosos na articulação do ombro e que concordaram em participar da pesquisa.

Foram excluídos do estudo indivíduos com preferência motora no membro superior esquerdo, restrição de amplitude de movimento, déficit cognitivo, com doença que alterasse o recrutamento muscular, que tivessem realizado algum tipo de atividade física extenuante para membros superiores até 24 horas antes da avaliação ou que não concordaram em participar da pesquisa.

Os indivíduos que se encaixaram nos critérios de inclusão assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido para a participação no estudo. Os dados antropométricos dos sujeitos recrutados estão descritos na Tabela 1.

Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, sob o protocolo número 059152/2015. A pesquisa também foi registrada no Sistema Nacional de Informações em Ética e Pesquisa com Seres Humanos (CAAE- 46392615.1.0000.5440) e no banco de dados de registro de estudos clínicos ClinicalTrials.gov sob o identificador: NCT02255708.

O recrutamento dos sujeitos foi realizado entre os alunos do curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP/USP).

**Tabela 1.** Média e desvio padrão dos dados antropométricos dos sujeitos da amostra.

<b>Grupo CC</b>	<b>Amostra</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (m)</b>
<b>F</b>	45	22,33 ± 2,50	59,26 ± 9,90	1,64 ± 0,06
<b>M</b>	13	23,85 ± 4,54	81,70 ± 15,69	1,79 ± 0,05
<b>Grupo FNP</b>	<b>Amostra</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (m)</b>
<b>F</b>	53	23,13 ± 3,74	61,83 ± 9,88	1,63 ± 9,88
<b>M</b>	2	27,50 ± 0,71	80,50 ± 0,71	1,76 ± 0,06

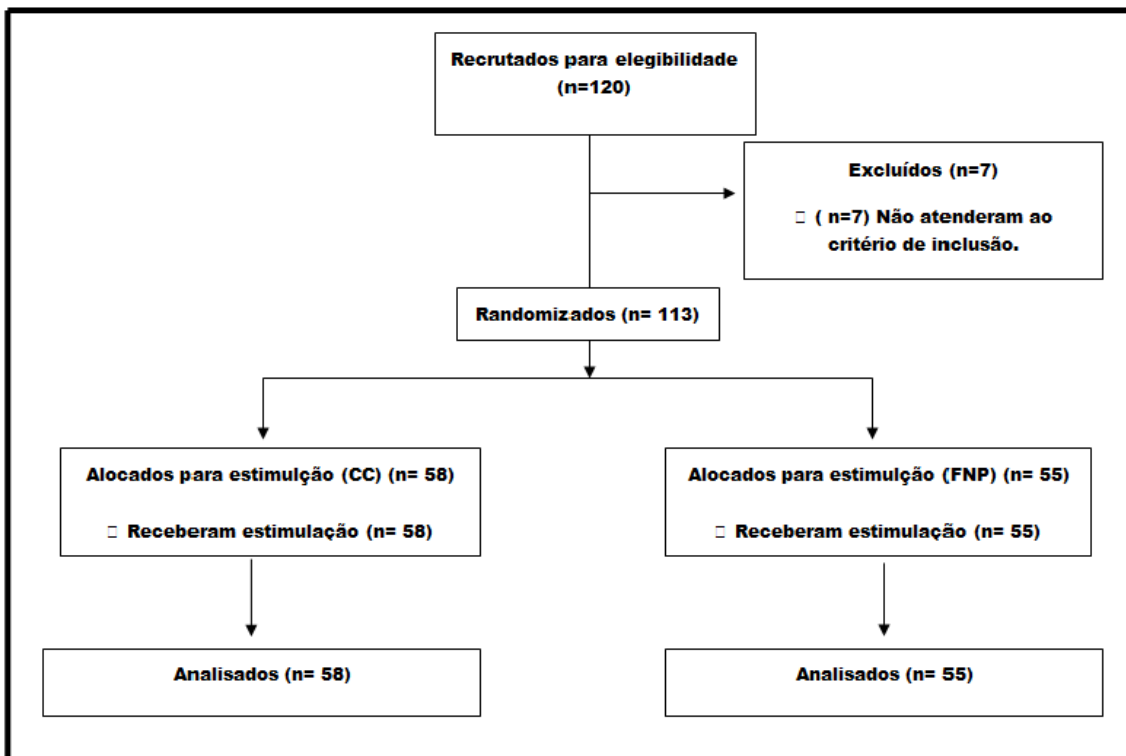
**Siglas:** F: feminino; M: masculino; Kg: quilos; m: metros.

### 3.2 Randomização

Os sujeitos admitidos foram alocados aleatoriamente em dois grupos de estimulação:

- Grupo FNP - grupo de 55 indivíduos estimulados com técnicas de FNP.
- Grupo CC - grupo de 58 indivíduos estimulados com técnicas de cinesioterapia clássica.

A aleatorização foi realizada por meio de sorteio. No momento da intervenção, o próprio voluntário retirava de um envelope um papel que indicava qual dos protocolos de estimulação seria utilizado.



**Figura 1.** Fluxograma de seleção dos sujeitos conforme a declaração de normas consolidadas sobre a notificação de ensaios – CONSORT (Consolidated Standards of Reporting Trials).

### 3.3 Intervenções

As intervenções foram realizadas no Laboratório de Neuropsicobiologia e Comportamento Motor do curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP – USP).

#### 3.3.1 Protocolos de estimulação

##### Grupo CC

O protocolo de CC foi constituído por cinco atividades direcionadas para o membro superior dominante do voluntário. Para esse fim, a aplicação da carga foi feita com halteres emborrachados. Todos os movimentos foram executados de acordo com a descrição abaixo:

- Rotação interna dos ombros (RI): sujeito sentado, segurando um halter com polegar apontando para cima, cotovelo e braço mantidos ao lado do corpo. Foi realizado o movimento de rotação interna da articulação do ombro. A mão se movimentou ao longo de um arco de 90°.
- Rotação externa dos ombros (RE): sujeito sentado, segurando um halter com polegar apontando para cima, cotovelo e braço mantidos ao lado do corpo. Foi realizado o movimento de rotação externa da articulação do ombro. A mão se movimentou ao longo de um arco de 90°.
- Elevação frontal dos braços (EF): Sujeito sentado com as costas eretas, com os braços ao longo do corpo segurando um halter, o polegar apontando para frente. O halter foi levado para frente até o nível do ombro, mantendo o cotovelo rígido.
- Elevação lateral dos braços (EL): Sujeito sentado com as costas eretas, com os braços ao longo do corpo segurando um halter. O halter foi elevado lateralmente até o nível do ombro, mantendo o cotovelo rígido.
- Remada alta (RA): Sujeito sentado segurando o halter com os braços ao longo do corpo. O halter foi tracionado verticalmente para cima, levantando os cotovelos até a altura do ombro.

As cargas utilizadas nos exercícios variaram de um a cinco quilos, de acordo com o desempenho muscular de cada voluntário. Para tanto, foi realizado um teste de resistência máxima (RM) de 5RMs segundo as recomendações da Sociedade Americana de Fisiologia do Exercício (BROWN; WEIR, 2001). Cada exercício foi repetido cinco vezes, o que caracterizou uma série. Cada voluntário realizou obrigatoriamente cinco séries de cada exercício. Cada série teve a duração de 15 segundos com um intervalo de repouso entre cada série de 30 segundos, devidamente cronometrados para cada atividade proposta.

### **Grupo FNP**

O protocolo de FNP consistiu de cinco diagonais no membro inferior contralateral ao hemicorpo avaliado, exceto para a atividade de estabilização



de tronco. As diagonais foram aplicadas sempre pelo mesmo fisioterapeuta. A carga oferecida seu deu pela resistência manual. As diagonais foram:

- Estabilização bilateral de tronco (ET): Sujeito sentado, reagindo contra uma pressão manual no topo da cabeça e nos ombros para baixo. Ainda, nos peitorais a uma pressão para trás e nas escápulas para frente. As pressões para baixo, para frente e para trás se alternam maneira sistematizada. Por se tratar de uma tarefa de estabilização, foi solicitado ao sujeito que controlasse sua força de contração muscular e permanece-se sem oscilações na postura sentado durante a tarefa.
- Depressão posterior da pelve (PD): sujeito deitado em decúbito lateral, foi solicitado que empurrasse a mão do fisioterapeuta, que estava posicionada na tuberosidade isquiática e realizava uma resistência contrária ao movimento. A pelve se movia para baixo e para trás sem inclinação do tronco.
- Elevação anterior da pelve (AE): sujeito deitado em decúbito lateral foi solicitado que vencesse a resistência promovida pela pressão manual do fisioterapeuta na crista ilíaca anterior. A pelve se movia para frente e para cima sem inclinação do tronco.
- Flexão-adução-rotação externa da perna (FARE): sujeito deitado em decúbito dorsal, foi solicitado o movimento contra a resistência manual na região do dorso do pé e na região anterior da coxa. Os dedos dos pés, o pé e tornozelo faziam flexão e inversão, posteriormente flexão do joelho e do quadril levando todo o membro inferior em rotação externa e adução.
- Extensão-abdução-rotação interna da perna (EARI): sujeito deitado em decúbito dorsal, foi solicitado o movimento contra a resistência manual na região da superfície plantar e na fossa poplíteia. O pé e tornozelo faziam flexão plantar e eversão, enquanto o sujeito estendia quadril e joelho levando o membro inferior em rotação interna e abdução.

Cada diagonal foi realizada cinco vezes, com um tempo de 15 segundos para a contração e 30 segundos de repouso, devidamente cronometrados para cada diagonal proposta.

A sequência das tarefas pertencentes aos protocolos foi aleatória e randomizada, para evitar que as mesmas diagonais ou atividades de cinesioterapia fossem aplicadas sempre no início e/ou final de todas as sessões, evitando assim que o resultado obtido fosse fruto de uma melhor disposição muscular ou fadiga muscular. O tempo das atividades foi cronometrado em ambos os protocolos para que, o ritmo de realização das tarefas, permanecesse igual para todos os voluntários.

### **3.4 Análise eletromiográfica**

Foi avaliado o padrão de ativação eletromiográfico de cada músculo antes do início dos protocolos, durante a execução e imediatamente após a interrupção, em uma única sessão. Os músculos avaliados sempre foram os pertencentes ao hemisfério direito.

Para quantificar a resposta de ativação muscular, durante os protocolos de FNP e CC, foram realizadas análises eletromiográficas de superfície através de eletrodos colocados entre o ponto motor e o tendão distal dos músculos deltoide (fibras médias), trapézio superior, trapézio médio (SENIAM) e serrátil, além de um eletrodo dispersivo fixado no processo estilóide da ulna (HERMENS, 2000).

A eletromiografia foi realizada por um equipamento de eletromiografia e biofeedback de quatro canais (EMG System do Brasil, São José dos Campos), modelo EMG\_610C, software Dataq/WinDaq32, utilizando o filtro passa-banda, com frequência de corte entre 20-500Hz, amplificado a um ganho de 1000 e taxa de rejeição de modo comum >120 dB. Foram utilizados eletrodos adesivos, bipolares duplos (com distância intereletrodo fixa) e descartáveis.

Para a realização das coletas, os pelos na área de colocação dos eletrodos foram retirados com um aparelho de barbear descartável. Para a retirada de células mortas, foi realizada uma abrasão na pele, por meio de uma

lixa de unha e, posteriormente a área foi limpa com álcool a 70%. Todos os procedimentos de preparação da pele e colocação de eletrodos foram realizados de acordo com as recomendações do projeto da União Europeia de Eletromiografia de Superfície para a Abordagem não Invasiva Muscular (SENIAM).

A aquisição do sinal foi realizada em três momentos:

- Antes do início do protocolo de estimulação (10 segundos de contração máxima).
- Durante a execução dos exercícios propostos (a cada 3,30 minutos de atividades propostas).
- Imediatamente após a interrupção da aplicação das técnicas (10 segundos de contração máxima).

### **3.5 Dinamometria**

Para avaliação da preensão palmar foi utilizado um dinamômetro, *Digital Hand Dynamometer*, modelo DIGI-II – SH5003. O paciente foi posicionado sentado em uma cadeira com a coluna ereta, flexão de ombro a 90°, extensão de cotovelo e punho em posição neutra. Foram solicitadas contrações sustentadas por 5 segundos, alternando entre os MMSS direito e esquerdo, num total de 3 repetições. O intervalo entre as contrações foi de 9 segundos, para transferência do dinamômetro entre as mãos. A coleta foi iniciada sempre com a mão direita. Foi utilizada uma normalização em porcentagem, onde a primeira avaliação correspondeu a 100% da força máxima de preensão palmar.

### **3.6 Análise estatística**

Os valores de RMS (Root Mean Square) e a força de preensão palmar de cada indivíduo, durante as estimulações e durante as contrações máximas, antes e imediatamente após a aplicação dos protocolos, foram submetidos a uma análise de variância de duas vias (two way ANOVA) e as diferenças foram

evidenciadas com o pós teste de *Holm-Sidack*. Na análise dos dados foi considerado um nível de significância de 5%.

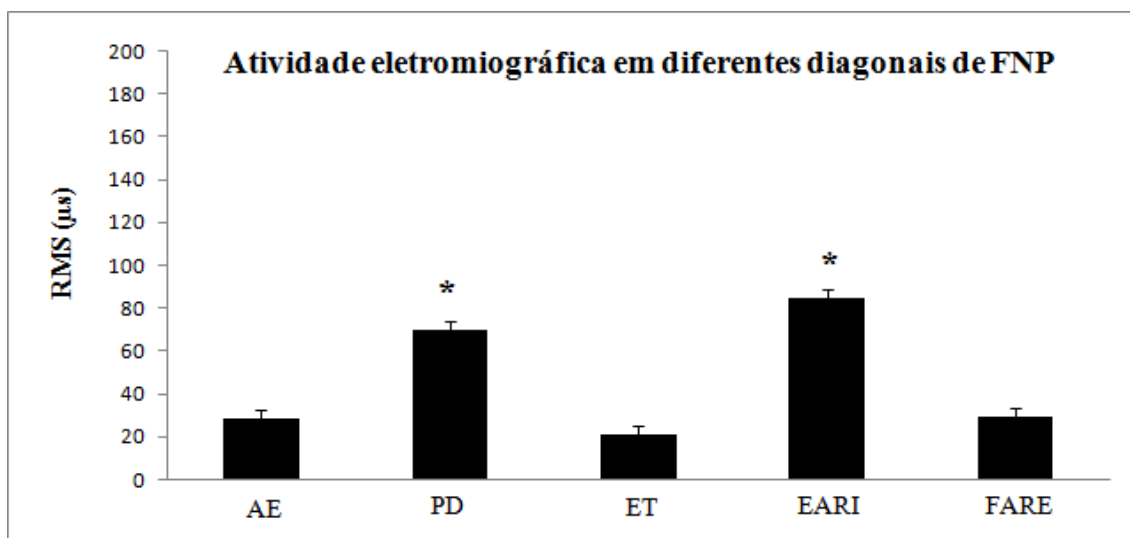
## **Resultados**

## 4. RESULTADOS

### 4.1 FNP

#### Diagonais

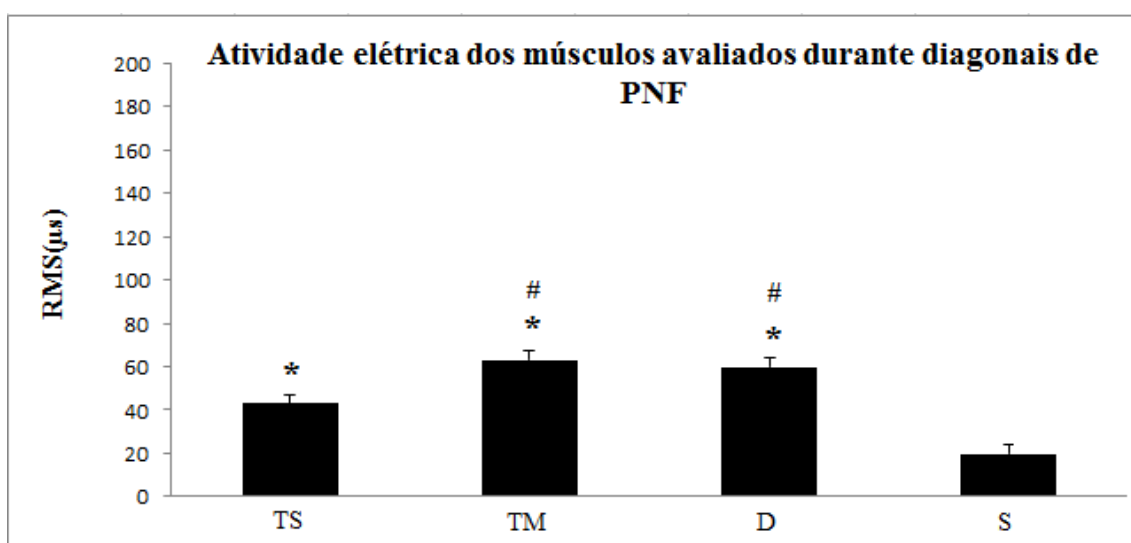
A análise dos valores de RMS encontrados nas diferentes diagonais no grupo FNP mostrou um aumento estatisticamente significativo nas diagonais extensoras PD e EARI em relação as demais diagonais ( $F_{4,1180}$ : 42,53;  $p < 0,05$ ) (Figura 2).



**Figura 2.** Figura representativa da atividade eletromiográfica obtida em diferentes diagonais de FNP. As colunas representam o valor médio de RMS e as barras + o erro padrão da média (EPM). AE = Ântero elevação; PD = póstero depressão; ET = estabilização de tronco; EARI = extensão-abdução com rotação interna; FARE = flexão-adução com rotação externa. \*significância estatística em relação às demais diagonais. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p < 0,05$ ). Número de sujeitos: 55.

## Músculos

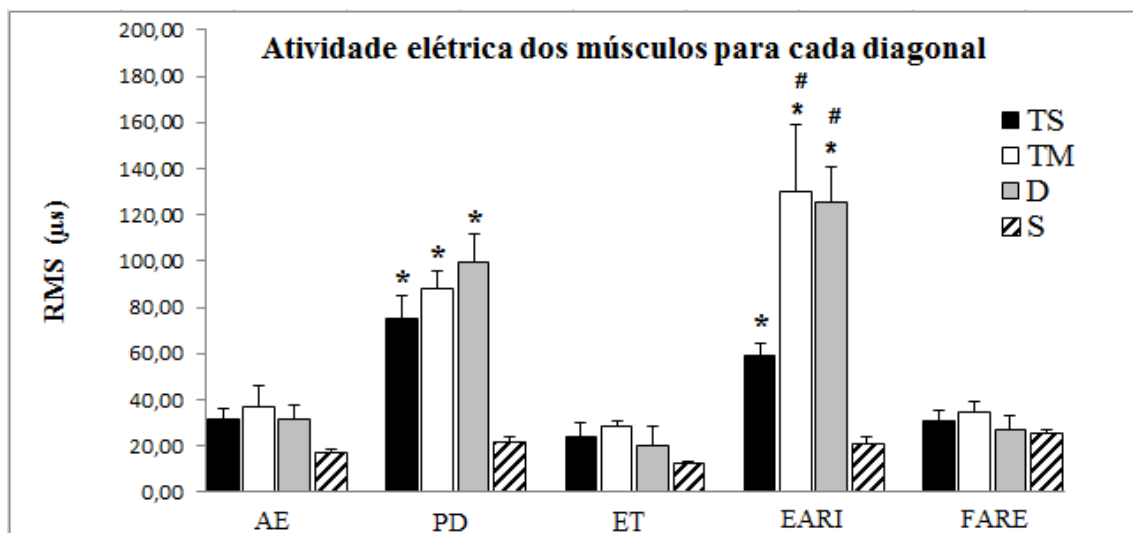
A análise dos valores de RMS em relação aos músculos ativados pelas diagonais utilizadas no grupo FNP mostrou aumento estatisticamente significativo nos músculos trapézio superior, trapézio médio e deltoide em relação ao músculo serrátil e entre os músculos trapézio médio e deltoide em relação ao trapézio superior ( $F_{3, 1180}: 25,73; p<0,05$ ) (Figura 3).



**Figura 3.** Figura representativa da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das diagonais. As colunas representam o valor médio de RMS e as barras + o erro padrão da média (EPM). TS = trapézio superior; TM = trapézio médio; D = deltoide; S = serrátil. \*significância estatística em relação ao músculo S; #significância estatística em relação ao músculo TS. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p<0,05$ ). Número de sujeitos: 55.

### Ativação muscular durante as diagonais de FNP

A análise dos valores de RMS obtidos durante as diagonais de FNP e os músculos avaliados, mostrou aumento estatisticamente significativo dos músculos trapézio superior, trapézio médio e deltoide em relação ao músculo serrátil durante a diagonal PD. Na mesma direção os músculos trapézio superior, trapézio médio e deltoide mostraram aumento significativo em relação ao serrátil para a diagonal EARI, e ainda aumento significativo nos músculos trapézio médio e deltoide em relação ao trapézio superior nesta mesma diagonal ( $F_{12, 1180}: 6,99; p<0,05$ ) (Figura 4).



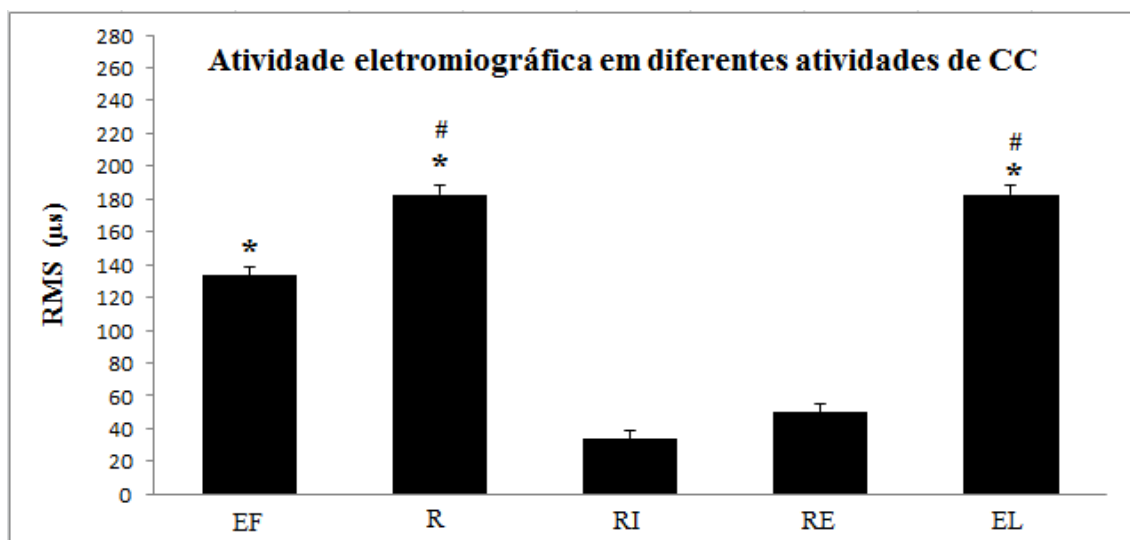
**Figura 4.** Figura representativa da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das diagonais. AE = Antero elevação; PD = póstero depressão; ET = estabilização de tronco; EARI = extensão-abdução com rotação interna; FARE = flexão-adução com rotação externa; TS = trapézio superior; TM = trapézio médio; D = deltoide; S = serrátil. As colunas representam o valor médio e as barras + o erro padrão da média (EPM). \*significância estatística dos diferentes músculos na mesma diagonal em relação ao músculo S. #significância estatística dos diferentes músculos na mesma diagonal em relação ao músculo TS. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p<0,05$ ). Número de sujeitos: 55.



## 4.2 CC

### Atividades

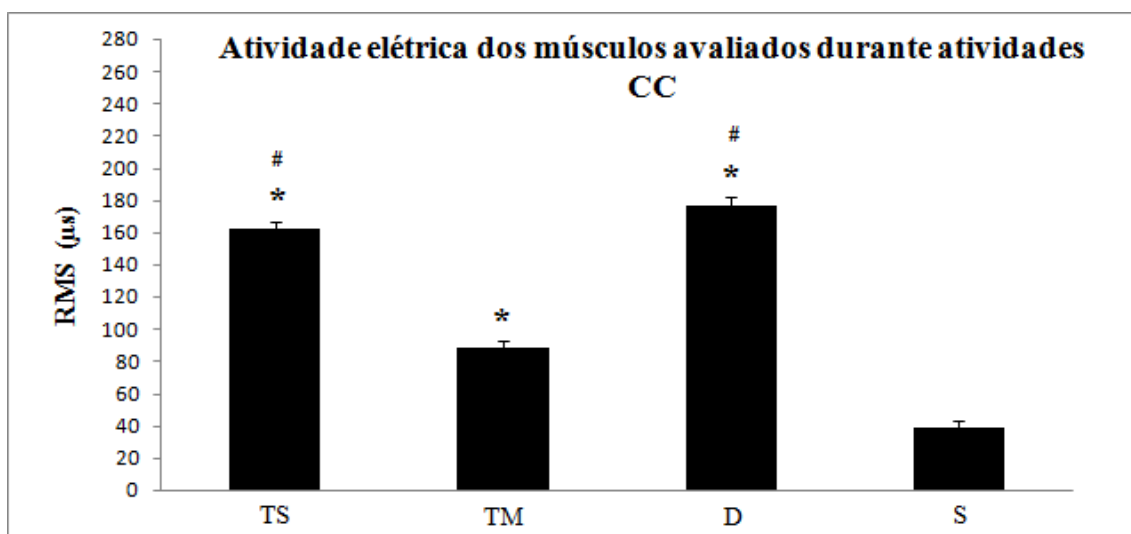
A análise dos valores de RMS encontrados nas diferentes atividades executadas no grupo CC revelou um aumento estatisticamente significativo para as atividades de R, EL e EF em relação às atividades de RI e RE. Na mesma direção as atividades de R e EL aumentaram a atividades RMS em relação a EF ( $F_{4,1180}$ : 172,28;  $p < 0,05$ ) (Figura 5).



**Figura 5.** Figura representativa da atividade eletromiográfica obtida em diferentes atividades do grupo CC. As colunas representam o valor médio de RMS e as barras + o erro padrão da média (EPM). EF = elevação frontal; R = remada alta; RI = rotação interna; RE = rotação externa; EL = elevação lateral. \*significância estatística em relação às atividades RI e RE; #significância estatística em relação à atividade EF. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p < 0,05$ ). Número de sujeitos: 58.

## Músculos

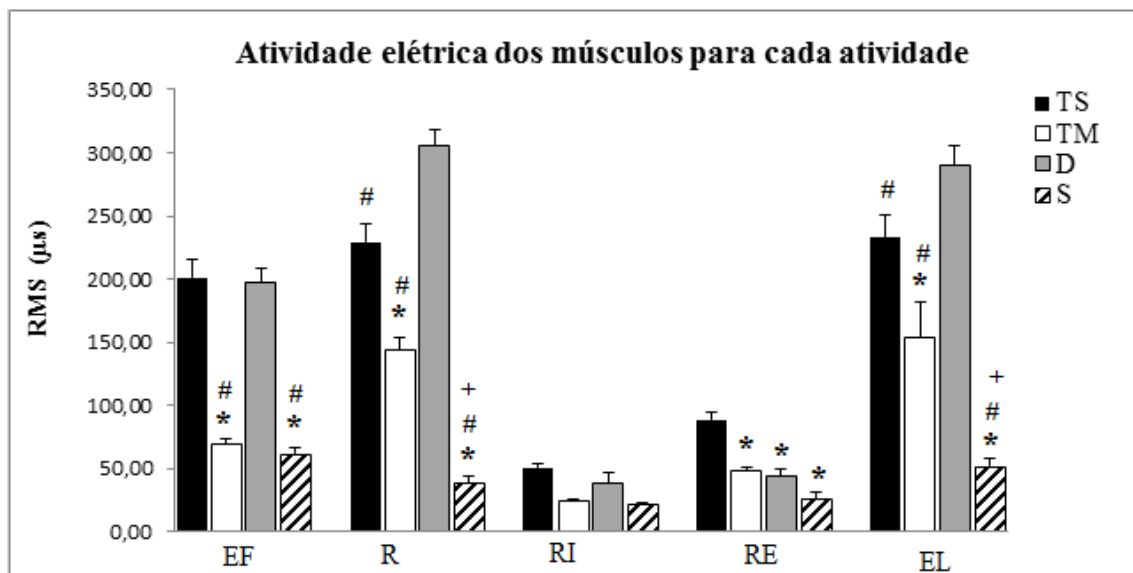
A análise dos valores de RMS em relação aos músculos estimulados pelas atividades de CC mostrou aumento estatisticamente significativo para os músculos trapézio superior, trapézio médio e deltoide em relação ao serrátil. Na mesma direção trapézio superior e o deltoide mostraram aumento de RMS em relação ao trapézio médio ( $F_{3, 1180}: 178,32; p<0,05$ ) (Figura 6).



**Figura 6.** Figura representativa da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das atividades. As colunas representam o valor médio de RMS e as barras + o erro padrão da média (EPM). TS = trapézio superior; TM = trapézio médio; D = deltoide; S = serrátil. \*significância estatística em relação ao músculo S; #significância estatística em relação ao músculo TM. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p<0,05$ ). Número de sujeitos: 58.

### Ativação muscular durante realização das atividades de CC

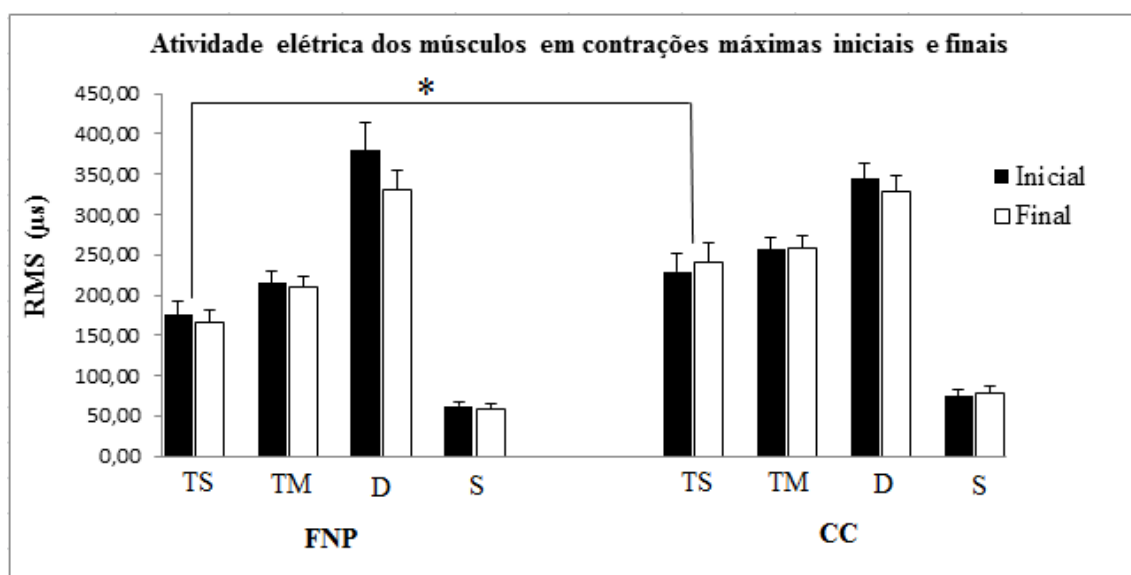
A análise dos valores de RMS obtidos durante as atividades do grupo CC e os músculos avaliados mostrou aumento estatisticamente significativo do músculo deltoide em relação aos outros nas atividades de EF, R e EL. O músculo trapézio superior mostrou aumento significativo em relação ao trapézio médio e serrátil nas atividades de EF, R, EL e RE. O músculo trapézio médio mostrou aumento significativo em relação ao serrátil nas atividades de R e EL ( $F_{12, 1180}: 23,45; p<0,05$ ) (Figura 7).



**Figura 7.** Figura representativa da atividade eletromiográfica obtida em cada músculo durante a execução das atividades. EF = elevação frontal; R = remada; RI = rotação interna; RE = rotação externa; EL = elevação lateral; TS = trapézio superior; TM = trapézio médio; D = deltoide; S = serrátil. As colunas representam o valor médio e as barras + o erro padrão da média (EPM). #significância estatística dos diferentes músculos na mesma atividade em relação ao D, \*significância estatística dos diferentes músculos na mesma atividade em relação ao músculo TS, + significância estatística em relação ao músculo TM. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p<0,05$ ). Número de sujeitos: 58.

### 4.3 ISOMETRIAS

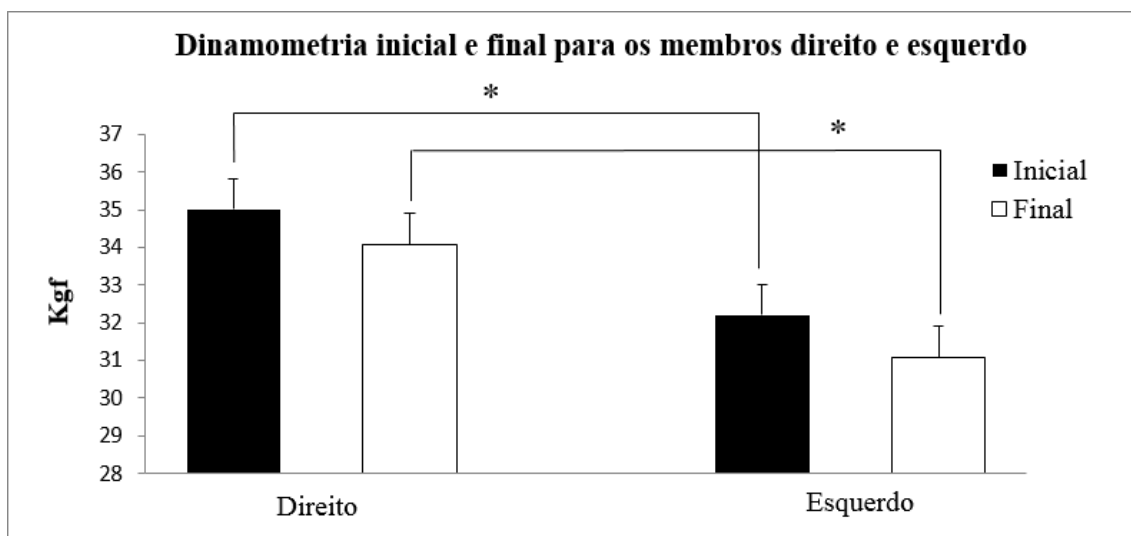
A análise dos valores de RMS obtidos nos dois grupos durante as contrações máximas antes e após a aplicação dos protocolos, não demonstrou aumento ou diminuição estatisticamente significativa em relação às avaliações iniciais e finais para nenhum dos grupos avaliados. Por outro lado, quando comparados os dois protocolos de estimulação, o grupo CC apresentou valores de RMS iniciais e finais no músculo trapézio superior significativamente maiores que o grupo FNP ( $F_{1, 888}$ : 8,62;  $p < 0,05$ ) (Figura 8).



**Figura 8.** Figura representativa da atividade eletromiográfica nas contrações máximas iniciais e finais encontradas em cada grupo. FNP = facilitação neuromuscular proprioceptiva; CC = cinesioterapia clássica; TS = trapézio superior; TM = trapézio médio; D = deltoide; S = serrátil. As colunas representam o valor médio e as barras + o erro padrão da média (EPM). \*significância estatística em relação ao grupo FNP. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p < 0,05$ ). Número de sujeitos: 113.

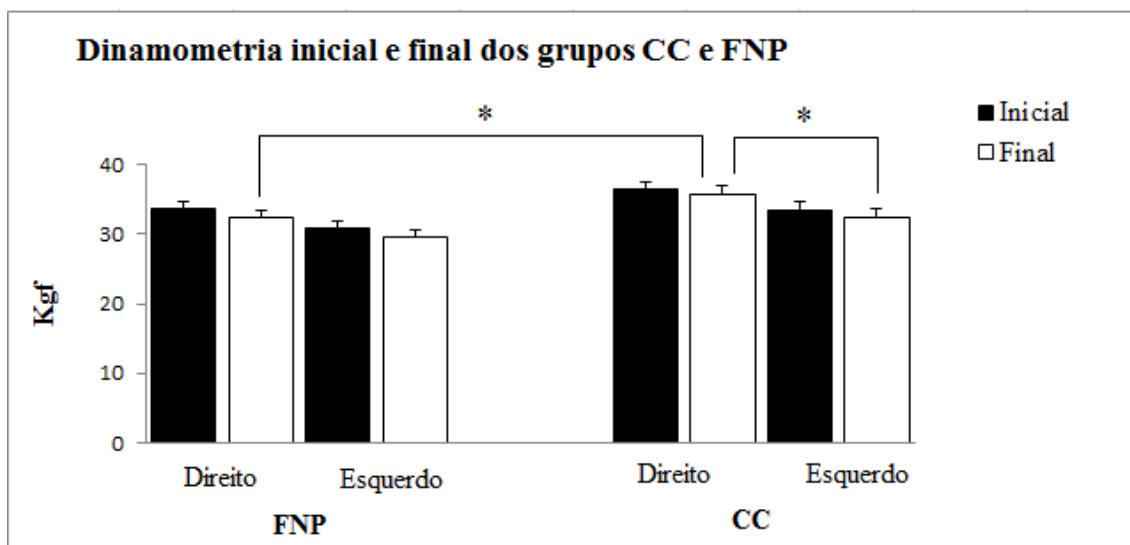
#### 4.4 DINAMOMETRIA

A análise dos valores iniciais e finais encontrados na dinamometria mostrou diferença estatisticamente significativa entre os membros direito e esquerdo, demonstrando maior força inicial e final do membro direito em relação ao esquerdo ( $F_{3, 444}: 4,71; p<0,05$ ) (Figura 9).



**Figura 9.** Figura representativa da média de força em Kgf iniciais e finais encontradas em cada membro para os dois grupos avaliados. As colunas representam o valor médio e as barras + o erro padrão da média (EPM). \*significância estatística em relação ao membro direito Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p<0,05$ ). Número de sujeitos: 113.

A análise dos valores iniciais e finais encontrados na dinamometria mostrou diferença estatisticamente significativa nas medidas de força finais do grupo CC, demonstrando maior força de preensão do membro direito em relação ao esquerdo ( $F_{3, 444}: 4,71; p<0,05$ ). Na mesma direção, os dados demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos nas medidas de força finais, com maior força de preensão do membro direito para o grupo CC em relação ao grupo FNP ( $F_{3, 444}: 0,04; p<0,05$ ) (Figura 10).



**Figura 10.** Figura representativa da média de força em Kgf iniciais e finais encontradas em cada membro para os dois grupos avaliados. FNP = facilitação neuromuscular proprioceptiva; CC = cinesioterapia clássica. As colunas representam o valor médio e as barras + o erro padrão da média (EPM). \*significância estatística em relação a medida de força final do membro direito no grupo CC. Anova *Two Way* seguida por *post hoc* de HolmSidack ( $p<0,05$ ). Número de sujeitos: 113.

## ***Discussão***

## 5. DISCUSSÃO

Os movimentos normais da articulação do ombro são resultado da interação entre articulações e músculos. Compreender essas interações, funções e potenciais anormalidades no movimento podem ajudar o fisioterapeuta na construção de um plano de tratamento, visando intervenções específicas para problemas específicos de ativação motora (LUDEWIG; BRAMAN, 2011). Exatamente neste contexto é que nosso trabalho se insere. A busca por um programa de tratamento, baseado na ativação de músculos específicos da cintura escapular, utilizando diagonais específicas de FNP e sua potencialidade para ativar os músculos por meio da irradiação de força contralateral. Segundo Pink (1981), a irradiação de força muscular proporcionada pelo método de FNP é uma ferramenta importante, principalmente para pacientes com fraqueza muscular em situações que o tratamento direto não pode ser utilizado, por exemplo, em uma luxação de ombro.

Alguns estudos têm demonstrado bons resultados com a utilização de programas de reabilitação, baseados na irradiação de força muscular do método de FNP (KOFOTOLIS et al. 2005; MENINGRONI et al., 2009; GONTIJO et al., 2012). Em nosso trabalho, utilizando eletromiografia de superfície, mostramos no grupo FNP a ativação dos músculos da cintura escapular a partir de diagonais sobrecarregando o membro inferior contralateral. Além disso, nosso trabalho enfatiza uma melhor capacidade de irradiação de força, das diagonais EARL e PD, em relação às outras diagonais que utilizamos, mostrando de maneira clara que diagonais contralaterais no padrão de extensão do membro inferior provocam uma maior ativação da musculatura da cintura escapular. Dessa maneira, nossos dados corroboram os obtidos no trabalho de Gontijo et al. (2012), onde foi mostrado uma maior força gerada pelas diagonais de extensão de tronco. Ainda, essas diagonais produziram irradiação de força em 100% dos indivíduos avaliados, ativando o movimento de flexão plantar, enquanto que, as diagonais de flexão de tronco, produziam movimento de dorsiflexão em cerca de 96,7% dos indivíduos



avaliados. Na direção oposta, Abreu et al. (2015) observaram que diagonais de flexão aplicadas no membro superior contralateral produziam maior irradiação do que as de extensão. Nesse estudo, analisaram a irradiação de força nos músculos do ombro, avaliando diferentes variáveis como interações entre as diagonais, a direção da força gerada por elas, a intensidade das contrações e a diferença entre os gêneros feminino e masculino. Os autores observaram que os efeitos de irradiação foram maiores durante o esforço máximo e ainda, que existe uma diferença nos níveis de atividade muscular entre homens e mulheres durante as diagonais. Neste sentido, sugerem que todas essas variáveis devem ser levadas em consideração quando o objetivo é usar a irradiação de força em um protocolo de reabilitação.

Pink (1981) foi pioneiro, quando tentou estabelecer a relação entre algumas diagonais contralaterais aos músculos grande dorsal, infraespinhoso e peitoral maior e a possibilidade de construção de um programa de tratamento, para pacientes incapazes de exercitar uma de suas extremidades superiores. Nessa mesma direção se encontra o nosso trabalho, onde dois diferentes conceitos utilizados para reabilitação, direto ou a distância, revelaram a possibilidade de construção de protocolos de tratamentos bem definidos. Indo além, nosso trabalho se torna diferente e pioneiro porque, conseguimos mostrar que a atividade elétrica dos músculos é distinta, quando se utiliza diagonais diferentes e são comparáveis ao tratamento local. O tratamento indireto, pelas diagonais que selecionamos ativa mais o músculo trapézio médio, enquanto as atividades locais utilizadas ativam mais o trapézio superior.

Reforçando a hipótese de que os músculos podem responder de forma diferente para diferentes atividades propostas, um estudo feito por Oliveira et al. (2008) testou essa hipótese, a partir de atividades com diferentes bases de suporte, na tentativa de introduzir diferentes atividades em fases distintas da reabilitação do complexo do ombro. Assim como em nosso trabalho, os autores mostraram que a atividade elétrica dos músculos avaliados mudava de acordo com a base de suporte utilizada, porém essas diferenças não ocorriam da mesma forma para todos os músculos.

Utilizando o conceito acima, podemos entender porque as atividades que propusemos como cinesioterapia clássica são mais específicas para o trapézio superior e as diagonais de FNP que utilizamos para o trapézio médio. Possivelmente uma maior base de suporte no tronco, presente no momento de irradiação de força nos procedimentos de FNP, produziu um ponto fixo na região do trapézio médio e uma menor base de suporte nas atividades de CC criou o ponto fixo no trapézio superior. Essa informação pode representar um avanço, e poupar tempo durante procedimentos específicos de reabilitação da articulação do ombro.

Não observamos em nosso trabalho, efeitos duradouros da irradiação de força muscular sobre a atividade elétrica dos músculos em contrações máximas iniciais e finais, sugerindo que não existe a manutenção imediata de atividade elétrica nos músculos após estimulação local ou à distância. Um outro trabalho do nosso laboratório já havia apontado essa mesma situação, assim não esperávamos um efeito imediato no aumento da ativação muscular por meio da irradiação de força. Neste trabalho anterior, Meningroni et al. (2009) mostraram que o aumento significativo dos valores de RMS no músculo tibial anterior se mantém elevados após um protocolo de cinco semanas por irradiação de força contralateral utilizando diagonais de FNP em sujeitos com a doença de Charcot-Marie-Tooth 1A, reforçando a importância em disfunções motoras de um protocolo de tratamento mais extenso e assim a obtenção do efeito crônico da irradiação de força contralateral.

Os valores de RMS obtidos em nosso estudo não podem ser considerados como medida de força muscular, uma vez que esses dados revelam uma maior ou menor atividade elétrica dos músculos avaliados e assim, de maneira indireta a capacidade de condução do estímulo neural até a placa motora. Ainda assim, a de uma maior atividade elétrica muscular, produzida pela irradiação de força muscular, pode potencializar a contração muscular, e assim melhorar a capacidade de geração de força. Analisando o aumento de força muscular contralateral produzida por treino de força unilateral, Adkins et al. (2006), sugeriram que este fenômeno pode estar associado a uma maior capacidade de ativação e recrutamento de motoneurônios medulares após o treinamento. Os mesmos autores ainda

sugerem que, o aumento das demandas metabólicas em diferentes sistemas, desencadeadas pelo treinamento de resistência, podem induzir uma angiogênese no córtex induzindo mecanismos plásticos que podem produzir maior ativação neural descendente. Considerando assim, o ato motor dependente não somente da contração muscular final, mas também da otimização das estruturas neurais periféricas e centrais, as propostas de irradiação de força pelas diagonais de FNP podem produzir aumento na funcionalidade do membro a ser tratado por potencialização da plasticidade encefálica (CARROL et al., 2006).

Em função dessas evidências, que correlacionam a plasticidade encefálica com os mecanismos motores descendentes, definimos nossa amostra para sujeitos com preferência motora do membro superior direito, o que ocasionou os resultados de maior força inicial e final do membro superior direito em relação ao esquerdo. Esperávamos que realmente esse dado aparece-se já que, a literatura já apresenta resultados sobre a eficiência do membro dominante sobre o não-dominante (ARMSTRONG, 1999; NICOLAY; WALKER, 2005).

Em relação à força do MS superior, dominante e não dominante é que não existe diferença entre os valores iniciais e finais para o grupo FNP. Uma possível explicação para esse fato, que não foi observado no grupo treinamento unilateral por CC, é que possivelmente a estimulação pelas diagonais de FNP possa gerar além dos efeitos contralaterais, efeitos ipsilaterais de ativação muscular. Como citado por Levine (2007), há mais de um século o neurofisiologista Charles Sherrington mostrou que unidades motoras podem ser ativadas por diferentes reflexos gerando diferentes efeitos. Em seus experimentos, Sherrington mostrou que reflexos podem conduzir a ativação ou inibição de diferentes grupos musculares, sempre coordenados por interneurônios corticoespinhais. Hortobágyi (2005) mostrou que as conexões inter-hemisféricas e medulares contribuem para o aprendizado cruzado. Durante uma contração muscular unilateral, não existe somente aumento na atividade do córtex motor contralateral, responsável pela atividade motora, mas há também grande atividade no córtex motor ipsilateral. Assim, embora a maioria das conexões inter-hemisféricas em humanos sejam inibitórias, as

conexões entre músculos homólogos tendem a ser excitatórias, facilitando o aprendizado cruzado.

O melhor desempenho na força final para o grupo que foi estimulado ipsilateralmente, ou seja, diretamente nos músculos da cintura escapular do membro superior direito, demonstra que a ativação muscular pela tarefa local é mais intensa e assim proporciona maiores condições motoras no momento imediato de avaliação final. Essa evidência também é importante porque evidencia a diferença entre os dois protocolos. Enquanto a FNP produz ativação bilateral, a CC produz ativação apenas no lado de estimulação e essa ativação é mais intensa do que a produzida pela FNP.

Independente do tipo de estimulação utilizada, melhorar o desempenho da cintura escapular, pode aumentar o desempenho da mão. O movimento das mãos se torna mais efetivo, pelo seu posicionamento correto através do cotovelo, articulação do ombro e cintura escapular e ainda, os movimentos do antebraço ocorrem em combinação com os movimentos da mão e do ombro (HAMILL; KNUTZEN, 2006). Em atividades aéreas, por exemplo, quando o ombro deve sustentar cargas repetitivas, a ativação muscular adequada ocorre através da transferência de energia dos segmentos proximais para os distais do ombro para o cotovelo e deste para a mão, uma evidência da importância das cadeias cinéticas (SCIASCIA et al., 2012).

As cadeias cinéticas, são conexões que permitem o movimento harmônico. Assim, o movimento de um segmento produz o movimento de outros de maneira previsível (LIPPERT, 2006). Existem conexões entre os músculos e suas fáscias por meio de septos intramusculares. Estas conexões criam uma continuidade miofascial ao longo dos músculos e permitem, que as forças geradas em um certo segmento sejam transferidos para outro segmento da cadeia cinética (STECCO et al. 2009).

Possivelmente, a existência das cadeias cinéticas possibilitam os padrões de movimentos em massa e a sinergia, entre músculos dos membros superiores, inferiores e tronco, que são ativados nos padrões de FNP (ADLER, 2008). Dessa maneira, a irradiação de força muscular possui um substrato muscular e neural que justifica seu funcionamento e ainda, como mostramos,

pode ser uma ferramenta extremamente útil para a ativação dos músculos da cintura escapular de maneira indireta.

## **Conclusão**

## 6. CONCLUSÃO

Nosso estudo mostrou a existência da irradiação de força muscular contralateral para cintura escapular após a realização de um protocolo de estimulação com diagonais de FNP a distância aplicado uma única vez, destacando os padrões em extensão do membro inferior entre as diagonais aplicadas, sendo EAR1 e PD as diagonais mais efetivas na ativação da musculatura da cintura escapular.

A dinamometria evidenciou maior força de preensão palmar no membro direito comparado ao esquerdo nas avaliações iniciais e finais, sugerindo se tratar das características da amostra, composta por indivíduos destros.

Os dois protocolos mostraram resultados semelhantes a respeito dos efeitos agudos da estimulação local e à distância, não demonstrando diferença entre as avaliações iniciais e finais. Os resultados do estudo sugerem então a investigação de um protocolo mais extenso de FNP, com o objetivo de avaliar o efeito crônico de irradiação de força sobre a ativação muscular da cintura escapular e força de preensão palmar.

## **Referências Bibliográficas**



## REFERÊNCIAS

ABREU R.; LOPES A.A.; SOUSA A.S.P.; SOUSA A.S.P.; PEREIRA S.; CASTRO M.P. Force irradiation effects during upper limb diagonal exercises on contralateral muscle activation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.25, p.292–297, 2015.

ADA L.; FOONGCHOMCHEAY A.; CANNING C. Aparatos de soporte para la prevención y el tratamiento de la subluxación del hombro después de un accidente cerebrovascular. **Cochrane Database Syst Rev**, v.25, n.1:CD003863, 2005.

ADKINS D.A.L.; BOYCHUK J.; REMPLÉ M.S.; KLEIM J.A. Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. **Journal of Applied Physiology**, v.101, n.6, p.1776-1782, 2006.

ADLER S.S.; BECKERS D.; BUCK M. *PNF: facilitação neuromuscular proprioceptiva: um guia ilustrado*. 2ª ed. Barueri: Manole, 2008.

AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION. Guide to Physical Therapist Practice. Second Edition. American Physical Therapy Association. . **Journal of the American Physical Therapy Association**, v.81,n.1, p.9-744, 2001.

ANDERS C.; BRETSCHEIDER S.; BERNSDORF A.; ERLER K.; SCHNEIDER W. Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. **Journal of electromyography and Kinesiology**, v.14, n.6, p.699–707, 2004.

AREAS G.P.T.; SILVA A.B.; LOBATO A.N.; SILVA A.A.; FREIRE JR R.C.; AREAS F.Z.S. Effect of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation combined with elastic resistance bands on respiratory muscle

strength: a randomized controlled trial. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.17, n.6, p.541-546, 2013.

ARMSTRONG C.A.; OLDHAM J.A. A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. **The Journal Hand Surgery**, v.24, n.4, p.421-415, 1999.

Benjamin K. Injuries to the brachial plexus: mechanisms of injury and identification of risk factors. **Advances in Neonatal Care**, v.5, n.4, p.181-9, 2005.

BREGAGNOL R.K.; DIAS A.S. Alterações Funcionais em Mulheres Submetidas à Cirurgia de Mama com Linfadenectomia Axilar Total. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v.56, n.1, p.25-33, 2010

BROWN L.E.; WEIR J.P. (ASEP). Procedures Recommendation I: Accurate Assessment of Muscular Strength and Power. **Journal of Exercise Physiology**, v.4, n.3, p.1-21, 2001.

CARPENTER J.E.; BLASIER R.B.; PELLIZZON G.G. The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. **American Journal of Sports Medicine**, v.26, n.2, p.262-265, 1998.

CARROLL T.J.; HERBERT R.D.; MUNN J.; LEE M.; GANDEVIA S.C. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. **Journal Applied Physioly**, v.101, n.5, p.1514–1522, 2006.

CHARLES J. R.; GORDON A. M. A critical review of constraint-induced movement therapy and forced use in children with hemiplegia. **Neural Plasticity**, v. 12, p. 245–261, 2005.

CRISTEA M. C.; LEVIN M. F. Improvement of Arm Movement Patterns and Endpoint Control Depends on Type of Feedback During Practice in Stroke Survivors. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.21, n.5, p.398-411, 2007.

DAVIES G.J.; HEIDERSCHEIDT B.C.; SCHULTE R.; MANSKE R.; NEITZEL J. The Scientific and Clinical Rationale for the integrated Approach to Open and Closed Kinetic Chain Rehabilitation. **Orthopedic Physical Therapy Clinics of North America**, v.9, p.247-267, 2000.

DEVINE K.L.; LEVEAU B.F.; YACK H.J. Electromyographic activity recorded from an unexercised muscle during maximum isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v.61, n.6, p.898–903, 1981.

DOME D.C.; KIBLER W.B. Evaluation and management of scapulothoracic disorders. **Current Opinion in Orthopaedics**, v.17, p.321–324, 2006.

Ejnisman B.; Andreoli C.V.; Soares B.G.O.; Fallopa F.; Peccin M.S.; Abdalla R.J.; Cohen M. Interventions for tears of the rotator cuff in adults. **Cochrane Database Syst Rev**, v.1, CD002758, 2004.

ELHASSAN B.T.; WAGNER E.R.; SPINNER R.J.; BISHOP A.T.; SHIN A.E. Contralateral Trapezius Transfer to Restore Shoulder External Rotation Following Adult Brachial Plexus Injury. **The Journal of Hand Surgery**, v.41, n.4, p.45-51, 2016.

GAMA Z.A.S.; MEDEIROS C.A.S.; DANTAS A.V.R.; SOUZA T.O. Influência da frequência de alongamento utilizando facilitação neuromuscular proprioceptiva na flexibilidade dos músculos isquiotibiais. **Revista Brasileira de Medicina e Esporte**, v.13, n.1 p.33-38, 2007. ID 461049.

GONTIJO L.B.; PEREIRA P.D.; NEVES C.D.C.; SANTOS A.P.; MACHADO D.C.D.; BASTOS V.H.V. Evaluation of Strength and Irradiated Movement Pattern Resulting from Trunk Motions of the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. **Rehabilitation Research and Practice**, ID 281937, 6 pages doi:10.1155/2012/281937, 2012.

GRZEBELLUS M. *PNF Basic Course (1 + 2) Brochure Letter*. Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil: Ipes cursos, 2007.

HALPERIN I.; COPITHORNE D.; BEHM D.G. Unilateral isometric muscle fatigue decreases force production and activation of contralateral knee extensors but not elbow flexors. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v.39, n.12, p.1338-1344, 2014.

HAMILL J, KNUTZEN KM. *Biomechanical Basis of Human movement*. 3 th. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

HERMENS H.J.; FRERIKS B.; DISSELHORST-KLUG C.; RAU G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p.361-374, 2000.

HERTLING D.; KESSLER R.M. *Management of Common Musculoskeletal Disorders*. 4 th, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

HINDLE K.B.; WHITCOMB T.J.; BRIGGS W.O.; HONG J. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. **Journal of Human Kinetics**, v.31, p.105-113. 2012.

HORTOBAGYI T. Cross education and the human central nervous system. **Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v.24, p.22–28, 2005.

HUNTER S.M.; CROME P. Hand function and stroke. **Clinical Gerontology**, v. 12, p.68, 2002.

KARELS C.H.; BIERMA-ZEINSTRAS S.M.; BURDORF A.; VERHAGEN A.P.; NAUTA A.P.; KOES B.W. Social and psychological factors influenced the course of arm, neck and shoulder complaints. **Journal of Clinical Epidemiology**, v.60, n.8, p.839-48, 2007.

KELLY B.T.; ROSKIN L.A.; KIRKENDALL D.T.; SPEER K.P. Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in non impaired subjects. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.30, n.4, p.204-10, 2000.

KNOTT M.; VOSS D.E. *Proprioceptive Neuromuscular Facilitation, Patterns and Techniques*. 2 th, Philadelphia: Harper & Row, 1968.

KOFOTOLIS N.; VRABAS I.S.; VAMVAKOUDIS E.; PAPANIKOLAOU A.; MANDROUKAS K. Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. **British Journal of Sports Medicine**, v.39, n.11, 2005. doi: 10.1136.

LEVINE D.N. The Integrative action of the nervous system: A centennial appraisal. **Journal of the Neurological Sciences**, V.253, n.1–2, p. 1-6, 2007.

Lippert LS. *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 4 th, Philadelphia: Copyright, 2006.

LUDEWIG P.M.; BRAMAN J.P. Shoulder impingement: Biomechanical considerations in rehabilitation. **Manual Therapy**, v.16, n. 1, p.33-39, 2011.

LUDEWIG P.M.; COOK T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v.80, n.3, p.276, 2000.

LUDEWIG P.M.; HOFF M.S.; OSOWSKI E.E.; MESCHKE S.A.; RUNDQUIST P.J. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. **American Journal of Sports Medicine**, v.32, n.2, p.484–93, 2004.

Markos P.D. Ipsilateral and contralateral effects of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques on hip motion and electromyographic activity. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v.59, n. 11, p.1366-1373, 1979.

MCBETH J.; JONES K. Epidemiology of chronic musculoskeletal pain. **Best practice & research Clinical rheumatology**, v.21, n.3, p.403-25,2007.

MENINGRONI P.C.; NAKADA C.S.; HATA L.; FUZARO A.C.; JÚNIOR W.M.; ARAUJO J.E. Irradiação contralateral de força para a ativação do músculo tibial anterior em portadores da doença de Charcot-Marie-Tooth: efeitos de um programa de intervenção por FNP. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.13, n.5, p. 438-43, 2009.

MILLES I H. Techniques for nerve grafting. **Hand Clinics**, v.16, n.1, p.73- 91, 2000.

MORALES M. B.; CARVALHO G. A.; GOMES E. B. Análise eletromiográfica dos efeitos contralaterais da facilitação neuromuscular proprioceptiva. **Fisioterapia Brasil**, v.4, n.6, p.417-421, 2003.

MÜLLER H.W.; STOLL G. Nerve injury, axonal degeneration and neural regeneration: basic insights. **Brain Pathology**, v.9, n.2, p.313-25, 1999.

MUNN J.; HERBERT R.D.; GANDEVIA S.C. Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. **Journal of Applied Physiology**, v.96, n.5, p.1861–1866, 2004.

NICOLAY C.W.; WALKER A.L. Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v.35, n.7, p.605-618, 2005.

NITZ J.; BURKE B. A study of the facilitation of respiration in myotonic dystrophy. **Physiotherapy Research International**, v.7, n.4, p.228-238, 2002.

NOGUEIRA P.V.G.; GUIRRO E.C.O.; GUIRRO R.R.J.; PALAURO V.A. Efeitos da facilitação neuromuscular proprioceptiva na performance funcional de mulheres mastectomizadas. **Fisioterapia. Brasil**, v.6, n.1, p.28-35, 2005.

NORDQVIST A.; PETERSSON C.J.; SWEDEN M. Incidence and causes of shoulder girdle injuries in an urban population. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.4 n.2, p.107-12, 1995.

O`BRIEN S.J.; WARREN R.F.; SCHWARTZ E. Anterior shoulder instability. **Orthopedic Clinics of North America**, v.18, n.3, p. 395-408, 1987.

OLIVEIRA A.S.; CARVALHO M.M.; BRUM D.P.C. Activation of the shoulder and arm muscles during axial load exercises on a stable base of support and on a medicine ball. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.18, n.3, p.472–479, 2008.

OLIVEIRA A.S.; FREITAS C.M.S.; MONARETTI F.H.; FERREIRA F.; NOGUTI R.; BÉRZIN F. Avaliação eletromiográfica de músculos da cintura escapular e braço durante exercícios com carga axial e rotacional. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.12, n. 1, 2006;

PANZER S.; SCHINOWSKI D.; KOHLE D. Cross-education and contralateral irradiation. **Journal of Human Kinetics**, v.27, p. 66–79, 2011.

PARK K.Y.; SEO K.C. The Effects on the Pain Index and Lumbar Flexibility of Obese Patients with Low Back Pain after PNF Scapular and PNF Pelvic Patterns. **Journal of physical therapy Science**, v.26, n.10, p.1571–1574, 2014.

PAYNE L.Z.; DENG X.H.; CRAIG V.E.; TORZILLI P.A.; WARREN R F. The combined dynamic and static contributions to subacromial impingement: a biomechanical analysis. **American Journal Sports Medicine**, v.25, n.6, p. 801-806, 1997.

PEREIRA J.S.; SILVA JUNIOR C.P. A influência da facilitação neuromuscular proprioceptiva sobre a amplitude de movimento do ombro de hemiparéticos. **Brazilian Journal of Physical Activity and Health**, v.8, n.2, p.49-54, 2003.

PINK M. Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns. **Journal of the American Physical Therapy association**, v.61, n.8, p.1158-1162, 1981.

RIES L.A.; ELLIS B.; HAWKINS R.W. Upper extremity exercise training in chronic obstructive pulmonary disease. **Chest**, v.93, n.4, p.688-92, 1988.

ROSÉN B.; BALKENIUS C.; LUNDBORG G. Sensory re-education today and tomorrow: a review of evolving concepts. **Brit Journal Hand Therapy**, v.8, n.2, p.48-56, 2003.

ROSÉN B.; LUNDBORG G. A new model instrument for outcome after nerve repair. **Hand Clinics**, v.19, p.463-70, 2003.

RUSSELL A.S. Electromyographic Activity During Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in Normal and Hemiplegic Patients. **Division of Physical Therapy**, Stanford University., 1971.



SCIASCIA, A.; THIGPEN C.; NAMDARI S.; BALDWIN K. Kinetic chain abnormalities in the athletic shoulder. **Sports Medicine e Arthroscopy Review**, v.20, n.1, p.16-21, 2012.

SENIAM Project .Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Disponível em: <http://www.seniam.org/>. Acesso em: 13/12/2015.

SLEMP A.E.; KIRSCHNER R.E. Keloids and scars: A review of keloids and scars, their pathogenesis, risk factors, and management. *Current opinion in pediatrics*, v.18, n.4, p. 396–402, 2006.

SONG Y.; FORSGREN S.; LIU J.X.; YU J.G.; STÅL P. Unilateral muscle overuse causes bilateral changes in muscle fiber composition and vascular supply. **Plos one**, 2014, doi 10.1371.

STECCO A .; MASIERO S.; MACCHI V.; STECCO C.; PORZIONATO A.; DE CARO R. The pectoral fascia: anatomical and histological study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.13, n.3, p.255-261, 2009.

SUNDERLAND S. *Nerve and Nerve Injure*. 2 th, London: Churchill Livingstone, 1985.

VOIGHT M.L.; THOMSON B.C. The Role of the Scapula in the Rehabilitation of Shoulder Injuries. **Journal of Athletic Training**, v.35, n. 3, p.364-372, 2000.

VUAGNAT H.; CHANTRAINE A . Shoulder pain in hemiplegia revisited: contribution of functional electrical stimulation and other therapies **Journal of rehabilitation medicine**, v.35, p.49–56, 2003.

WIDAR M.; AHLSTROM G.; EK A.C. Health-related quality of life in persons with long-term pain after a stroke. **Journal of Clinical Nursing**, v.13, n.4, p.497–505, 2004.

WILK K.E.; ARRIGO C.A.; ANDREWS J.R. Current concepts: the stabilizing structures of the glenohumeral joint. **Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy**, v.25, n.6, p.364-379, 1997.

WOLLSTEIN R.; CARLSON L.; BILONICK R.A.; RODGERS J. Progression of surgical scars in the hand and wrist over time: A peak in scar-related symptoms. **Journal of Plastic Surgery and Hand Surgery**, v.46, n.3-4, p. 276-280, 2012.