1. INTRODUÇÃO

Dentre os inúmeros tipos de atividades físicas existentes, o treinamento de força tem atingido uma grande parcela da população. Tal modalidade se resume a exercer força ou tensão muscular contra uma resistência ou ainda, realizar movimento ou tentativa de movimento muscular contra uma força aplicada no sentido oposto (FLECK & KRAEMER, 1999). Em decorrência disso, surgem inúmeras possibilidades de movimentação que, por sua vez, assumem formatos de exercícios, organizados em séries e repetições, objetivando que um determinado grupo muscular realize força contra-resistida.

A manipulação da ordem dos exercícios dentro de uma mesma sessão de treinamento mostra-se importante devido a sua interação com todas as outras variáveis do programa de treinamento. WATHEN (1994) estabelece que realizar uma seqüência de exercícios em uma ordem incoerente pode comprometer o controle sobre os parâmetros tais como volume e intensidade do treinamento podendo, por conseqüência, influenciar o rendimento do atleta. Em vista disto, alguns autores (FLECK & KRAEMER, 1987; WATHEN,1994; ZATSIORSKY, 1995; SFORZO & TOUEY, 1996, AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2002) recomendam que as sessões de treino sejam conduzidas a partir de exercícios multiarticulares, que envolvam grandes grupos musculares e possuam exigências de controle neuromuscular mais complexas, para, então, serem finalizadas com exercícios monoarticulares envolvendo pequenos grupos musculares e, logicamente, com menor demanda de controle do sistema nervoso central.

A determinação de uma ordem ideal de exercícios para aplicação prática em termos de treinamento e reabilitação fica restrita às recomendações supracitadas ou até mesmo à vivência prática de cada indivíduo. Embora pouco comentado, este ponto se torna um problema expressivo no tocante a montagem de rotinas de treinamento de força sendo que tal fator pode influenciar tanto no desempenho quanto na eficácia desse tipo de atividade física. Isso denota a necessidade de aprofundamento de estudos científicos no que diz respeito à escolha e controle de uma seqüência ordenada de exercícios. Para tal refinamento de conhecimento, uma alternativa eficaz gira

em torno de conhecer os parâmetros relacionados à atividade muscular em cada exercício por meio a ferramenta denominada eletromiografia (EMG).

De fato, torna-se notória a necessidade de uma análise experimental por meio da EMG visando agregar importantes informações ao corpo de conhecimento promovendo, desta forma, dados mais precisos acerca do real controle neuromuscular em cada movimento específico dentro de uma ordem de exercícios comumente praticada não apenas no contexto esportivo, mas também na esfera das academias, clubes e clínicas de reabilitação.

2. OBETIVOS

2.1 Objetivos gerais

O objetivo principal deste estudo compreende estabelecer, por meio de ferramentas biomecânicas, uma comparação dos padrões de ativação muscular dos músculo peitoral maior (esternocostal e clavicular), do músculo deltóide (anterior e medial) e do músculo tríceps braquial cabeça longa nos exercícios: supino horizontal, crucifixo horizontal, desenvolvimento pela frente, elevação lateral, tríceps supino e tríceps testa, entre ordens diferentes de exercícios para membros superiores utilizados no treinamento de força.

2.2 Objetivos específicos

- Determinar o efeito da ordem de exercícios no desempenho por meio do número de repetições (volume) atingidas nas diferentes seqüências de exercícios.
- Determinar o efeito da ordem de exercícios na caracterização temporal da atividade muscular por meio do envoltório linear.
- Determinar o efeito da ordem de exercícios na intensidade da atividade muscular nos exercícios propostos por meio do tratamento do sinal eletromiográfico denominado RMS.
- Analisar o efeito da ordem de exercícios no comportamento da freqüência mediana.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Estudos envolvendo controle sobre a ordem de exercícios

Este capítulo está focado a analise aquele que é o objetivo central da dissertação, qual seja a analise da ordem de exercícios em uma sessão de treinamento de força. É valido relembrar que a ordem em que são realizados os exercícios pode afetar substancialmente fatores relacionados ao rendimento e eficiência do programa de treinamento, sendo, desta maneira, extremamente relevante o seu estudo.

Em um estudo realizado por SFORZO & TOUEY (1996), foi determinada a comparação de dois protocolos de treinamento contendo os mesmos exercícios, porém com a ordem totalmente invertida. No protocolo 1 a ordem foi determinada de acordo com o número e tamanho dos grupamentos musculares indo dos considerados grandes para os pequenos: agachamento; extensão de joelhos; flexão de joelhos; supino; desenvolvimento; extensão de cotovelos no puxador; e no protocolo 2, a ordem se inverteu: flexão de joelhos; extensão de joelhos.; agachamento; extensão de cotovelos no puxador; desenvolvimento; supino. Em ambos os protocolos o volume utilizado foi de 4 séries de 8 repetições máximas. Os autores determinaram como parâmetros para análise de cada exercício o que chamaram de “Força Total (FT)” e a “Taxa de Fadiga (TF)”. A FT foi representada pela equação 1.

$$FT = C \cdot RM \quad (1)$$

Onde C equivale a carga absoluta conduzida por cada sujeito e RM são as repetições máximas executadas. A FT foi computada em cada série para cada exercício. A TF foi calculada como uma diferença percentual na produção de FT entre as 4 séries. A FT acumulada para todos os exercícios foi significativamente maior (13,6%) durante a execução da rotina de exercícios que iniciava com exercícios multiarticulares e terminava com exercícios monoarticulares. Segundo os autores, estes resultados sugerem algumas tendências de que as recomendações mais difundidas (multiarticular para monoarticular) são capazes de proporcionar maiores estímulos para o desenvolvimento da Força e da Hipertrofia por proporcionarem maior TF e maior desenvolvimento de tensão, esta última, estimada a partir da FT. A performance no supino foi significativamente afetada pela ordem de exercícios sofrendo decréscimo de 75% na performance no segundo protocolo em relação

ao primeiro. Já o agachamento foi menos afetado e obteve um decréscimo de 22% para as mesmas condições. Esta maior sensibilidade da porção superior do corpo em relação à inferior, segundo os autores, merece maiores investigações.

A TF para grupos musculares pequenos (tríceps, deltóides) foi pouco afetada pela ordem. Na extensão de cotovelos no puxador a TF foi de 25% para o 1º. protocolo e de 27,3% para o segundo. Os autores sugerem que estes grupos musculares serão bem trabalhados durante o treinamento de força independentemente da ordem. Afirmam ainda que o mesmo não pode ser dito para grupos musculares maiores da porção superior do corpo. Uma vez que a TF foi aproximadamente 50% maior e a FT 64% maior quando estes músculos foram trabalhados primeiro na rotina.

No entanto, os autores avaliaram muito mais a performance motora no âmbito da carga externa que os indivíduos eram capazes de mobilizar em detrimento de questões relacionadas à ativação muscular propriamente dita e ao estímulo imposto aos músculos envolvidos com a alteração da ordem de exercícios. ROONEY *et ali* (1994) afirmam que treinamentos de alta intensidade e que impõem maiores estresses aos músculos são importantes para o aumento da performance da força, embora os mecanismos responsáveis por este aumento ainda não estejam claros. Isso parece indicar uma vantagem para os exercícios realizados no início de uma sessão de treinamento limitando, desta forma, os efeitos da fadiga.

Na mesma linha de pesquisa, SIMÃO *et al* (2005) estudaram a influência da ordem de exercícios de membros superiores em uma sessão de treinamento. Os sujeitos (14 homens e 4 mulheres) realizaram duas sessões de treinamento, separadas pelo intervalo de tempo de 48 horas, sendo que uma era caracterizada por uma ordem de exercícios que seguia dos grandes grupamentos musculares (supino regular, puxador frente, desenvolvimento máquina, rosca direta e tríceps máquina) e outra com essa ordem invertida (tríceps máquina, rosca direta, desenvolvimento máquina, puxador frente e supino regular). Foram realizadas três séries com repetições até a falha concêntrica para cada exercício em ambas as seqüências com dois minutos de intervalo entre as séries. Para os autores, resultados indicaram que existe uma forte tendência para que o número de repetições diminua na terceira série do

último exercício realizado na sessão de treinamento independente deste envolver grupamentos musculares grandes ou pequenos. Tal análise tem caráter voltado puramente ao rendimento e parece estar mais relacionada a fatores de fadiga não apresentando, desta forma, uma relação muito forte no tocante a atividade muscular.

SIMÃO *et al* (2007) realizaram um estudo que teve por objetivo averiguar a influência da ordem dos exercícios de força na quantidade de repetições realizadas e na percepção subjetiva de esforço de 23 mulheres treinadas. A coleta de dados foi realizada em duas etapas sendo que na primeira destas ocorreu um teste de 1 repetição máxima e na segunda sucedeu-se a execução de três séries até a fadiga para cada exercício com intervalo de 2 minutos em duas seqüências de exercícios exatamente opostas: a) supino horizontal, desenvolvimento máquina, tríceps máquina, leg press, cadeira extensora e cadeira flexora; e b) cadeira flexora, cadeira extensora, leg press, tríceps máquina, desenvolvimento máquina e supino horizontal. Os resultados obtidos indicaram não haver alteração na percepção subjetiva de esforço entre as diferentes ordens de exercícios. No entanto, para os dados referentes ao número de repetições alcançado em cada uma das seqüências foi encontrado um decréscimo do volume de repetições nos exercícios que foram realizados no final do treino. Isso ocorreu tanto para grupamentos musculares grandes quanto para os considerados pequenos. Em suma, os autores indicam que os exercícios que são realizados no final da sessão de treino sofrem uma influência negativa da ordem de exercícios e que, desta forma, deve-se realizar no início da sessão de treino os exercícios que representam maior especificidade ou que atendem melhor aos objetivos propostos pelo programa de treinamento.

Um trabalho muito semelhante ao citado acima foi realizado por Monteiro *et al* (2005) cujo objetivo foi também analisar o efeito da manipulação da ordem de exercícios no tocante ao número de repetições e percepção subjetiva de esforço contando com uma amostra de 12 mulheres treinadas. Aqui os exercícios utilizados foram: supino horizontal, desenvolvimento em pé e tríceps pulley, sendo realizados nesta mesma ordem em um dos dias, e na ordem invertida em outra oportunidade. Foi realizado um teste de 10RM para cada exercício e esta carga encontrada foi utilizada para a realização de três

séries até a fadiga com intervalo de três minutos entre estas e entre os exercícios. Semelhantemente ao estudo de SIMÃO *et al* (2007), os resultados apresentados indicaram não haver diferença na percepção subjetiva de esforço quando comparadas as duas diferentes ordens de exercícios. Também se pode observar, analisando-se o número de repetições atingidas em cada exercício nos diferentes arranjos de treinamento, uma diminuição no número médio total de movimentos válidos principalmente para os exercícios que foram realizados ao final da sessão.

Estes dados são extremamente importantes, pois revelam o resultado final de todas as alterações ocorridas com a manipulação da ordem dos exercícios. Entretanto deve-se atentar para o fato de que olhar somente para o número de repetições realizadas pode não ser tão conclusivo assim. Isso pelo fato de que não explica quais foram realmente as alterações geradas no controle da atividade muscular e geração de força que alteraram o rendimento.

Um estudo realizado por SPREUWENBERG *et al* (2006) teve por objetivo examinar o efeito da ordem de exercícios no desempenho do exercício agachamento livre. Realizaram dois protocolos de treinamento para todo o corpo, sendo que, no primeiro (A) o agachamento livre foi realizado como primeiro exercício da sessão de treino e no segundo protocolo (B) tal exercício foi realizado ao final da sessão de treinamento. Foram analisadas variáveis relacionadas ao rendimento tais como: o número de repetições completas realizadas com 85% de 1RM em cada uma das 4 séries realizadas, a média dos valores de potência encontrados em cada repetição e a percepção subjetiva de esforço.O número de repetições atingidos no protocolo B foi em média menor do que o encontrado durante o protocolo A, e isto, com destaque de significância estatística para os dados referentes à primeira das 4 séries executadas. A média de potência foi maior durante as séries do protocolo B. Os autores afirmam que a ordem dos exercícios afetou o rendimento e indicam duas formas de abordagem. A primeira indicação é a que o exercício a que se pretende priorizar o trabalho deve ser realizado em primeiro lugar na sessão de treinamento e a segunda indicação é a de que o indivíduo que visa potência muscular deva realizar primeiramente exercícios de potência, como por exemplo, o *hang pull*, para posteriormente realizar exercícios de força como o

agachamento livre. Tais indicações se tornam cabíveis em virtude das evidências encontradas nos resultados deste estudo.

Poucos estudos eletromiográfico investigaram o efeito da ordem de exercício na ativação muscular. Um estudo realizado por AUGUSTSSON et al. (2003) verificou o efeito da ordem de exercícios na ativação muscular do membro inferior com a utilização de exercícios multiarticulares e monoarticulares para um mesmo grupo muscular. Para tanto, cada sujeito realizou dois protocolos (1-monoarticular seguido de um multiarticular; 2-multiarticular) definidos aleatoriamente e com vinte minutos de intervalo de descanso entre eles. No protocolo 1 os sujeitos executaram 1 série de extensão de joelhos com carga de 10 RM imediatamente seguida por 1 série de *leg press* também com carga de 10RM até a falência. E no protocolo 2 os sujeitos executaram 1 série de "leg press". O sinal EMG dos músculos vasto lateral, reto femoral e glúteo máximo foi coletado para todas as repetições do "leg press" para cada condição e a média do sinal RMS foi calculada. A utilização deste método de treinamento resultou em um decréscimo significativo da atividade EMG expressa como porcentagem da contração isométrica voluntária máxima do reto femoral e do vasto lateral, ao passo que não houve alteração significativa na ativação do glúteo máximo. Os autores concluíram que a utilização de um exercício monoarticular antes de um multiarticular deve ser reconsiderada em sua efetividade no aumento da atividade muscular e de produção de força e que estudos adicionais devem ser conduzidos para conclusões mais apuradas sobre o assunto.

Um estudo realizado por GENTIL *et al* (2007) teve por objetivo verificar a interferência da ordem de exercícios no sinal eletromiográfico com base na utilização de dois protocolos de treinamento: a pré-exaustão e o sistema por prioridade. Analisaram a ativação muscular de peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial durante os exercícios *chest press* (supino máquina) e *Peck deck*. O primeiro foi considerado como sendo mais complexo e multiarticular e o segundo como menos complexo e "monoarticular". Foram realizadas duas coletas sendo que o fator de alteração foi a ordem em que estes exercícios foram executados. Não encontraram diferenças na ativação muscular com a manipulação da ordem de exercícios exceto para o grupamento tríceps braquial. Este músculo apresentou maior atividade eletromiográfica no

exercício *chest press* quando precedido pelo *Peck deck*. Como para o peitoral maior e deltóide anterior não houve mudança, parece insustentável a manutenção de um sistema de treinamento do tipo pré-exaustão para fins de aumento da ativação muscular decorrente de um aumento no recrutamento de unidades motoras. De forma bem semelhante, BRENNECKE *et al* (2008) conduziram um estudos com o mesmo objetivo e metodologia, porém, com a utilização de pesos livres, supino horizontal e crucifixo horizontal. Os achados foram semelhantes aos mostrados anteriormente sustentando a evidência de que o sistema de pré-exaustão não influencia a atividade muscular dos grupamentos alvo e, desta forma, não cumpre com o papel a que foi criado.

De acordo com este contexto, observa-se um número pequeno de trabalhos concernentes à manipulação da ordem de exercícios na literatura especializada. Portanto, torna-se importante compreender o comportamento dos diferentes grupamentos musculares na determinação da ordem dos exercícios em diferentes situações de treinamento e protocolos de pesquisa.

3.2 Ação muscular dos exercícios selecionados

Na literatura, encontra-se um número limitado de estudos que averiguaram a atividade eletromiográfica dos exercícios supino horizontal, crucifixo horizontal, desenvolvimento e elevação lateral. Mesmo sendo muito utilizados no treinamento, nenhum estudo foi encontrado sobre os exercícios tríceps supino e tríceps testa. Sendo assim, segue o relato dos poucos estudos eletromiográficos envolvendo os exercícios: supino horizontal, crucifixo horizontal, desenvolvimento e elevação lateral.

Este processo de conhecimento das ações musculares nos exercícios é de extrema importância tendo em vista que ao conhecer o quanto cada grupamento muscular contribui para a realização de um determinado gesto, pode-se inferir sobre quais fatores neste controle muscular poderiam ser afetados pela manipulação da ordem de exercícios. Além do mais, tais exercícios são muito utilizados nas rotinas de treinamento de força e verdadeiramente pouco estudados sendo importantíssimo, desta forma, difundir tais conhecimentos para o âmbito da prática.

3.2.1 Supino Horizontal

O objetivo da investigação de CLEMONS & AARON (1997) foi fazer uma investigação intermuscular e interempunhaduras (4 diferentes larguras) da atividade EMG ao longo da fase concêntrica de 1RM do supino (peso livre). Nestas relações, no entanto, os autores compararam as diferenças interempunhaduras com a %CIVM por intermédio do coletivo agrupamento dos valores dos músculos observados (Peitoral maior, deltóide anterior, tríceps braquial e bíceps braquial) para cada largura de empunhadura. Encontraram assim, que quanto mais larga a empunhadura, maior a atividade muscular. Tais interpretações, todavia, merecem grande cautela, visto que CLARYS & CABRI (1993) alertam para o erro de misturar informações de dois sinais eletromiográficos independentes. Estes autores consideram esta situação complicada porque depende de muitos fatores, os quais se estendem desde o tamanho das fibras até a interface entre eletrodo e pele.

Outro obstáculo muito comum para a interpretação dos resultados é a estreita associação que os autores fazem entre o sinal eletromiográfico integrado (IEMG) e a força. GLASS & ARMSTRONG (1997), pautaram suas investigações nesta associação. O objetivo destes pesquisadores foi determinar padrões de recrutamento de UMs das porções superior clavicular e inferior esternocostal do músculo peitoral maior durante o supino inclinado em comparação com o declinado. Afirmaram que o IEMG está linearmente relacionada com a produção de força e com o recrutamento de UMs. Encontraram, por sua vez, que a posição declinada induz a maior ativação do peitoral como um todo em relação à inclinada. Não compararam, porém, com a posição deitada horizontal executada no supino reto. Entretanto, CLARYS & CABRI (1993) afirmam que a IEMG de um músculo em específico é a expressão da intensidade muscular. Esta intensidade, por sua vez, não está sempre relacionada à força. Em adição WINTER (1990) considera uma relação aproximada entre IEMG e Força apenas quando a integração se dá por meio da utilização de uma voltagem pré-determinada para reiniciar o sinal integrado para zero.

Ainda sobre o exercício supino, ELLIOTT et al. (1989) e McCAW & FRIDAY (1994) encontraram nível de atividade moderado e ocasionalmente máximo do músculo peitoral durante toda a fase descendente. Já na fase concêntrica ELLIOTT et al. (1989) encontrou grande e sustentado aumento da

atividade durante toda esta fase. Esta ativação máxima apresentou-se já no início da fase concêntrica (Região de Aceleração), bem sincronizada com o movimento inicial ascendente da barra e manteve-se com pouca mudança durante todo o levantamento. Esta sustentação da atividade foi tão mais evidente quanto maior a carga conduzida. McCAW & FRIDAY (1994) também encontraram maiores ativações na fase ascendente e proporcionais à carga. No entanto, tanto McCAW & FRIDAY (1994) quanto NEWTON et al. (1996) não encontraram uma ativação sustentada durante toda a fase concêntrica, mas apenas no início, reduzindo sua atividade ao final desta fase. NEWTON et al. (1996) sugere, portanto, que o Peitoral Maior parece contribuir bastante apenas nos estágios iniciais da fase concêntrica reduzindo sua atividade à medida que a barra é desacelerada.

Ao considerar o músculo Tríceps Braquial ELLIOTT et al. (1989) e McCAW & FRIDAY (1994) encontraram nível de atividade moderado e ocasionalmente máximo deste músculo durante toda a fase excêntrica. Na fase concêntrica ELLIOTT et al. (1989), também encontrou grande e sustentado aumento da atividade durante toda esta fase. De forma semelhante, esta ativação máxima apresentou-se no início da fase concêntrica, mas com um suave atraso em relação ao peitoral maior e ao deltóide anterior. E assim como o peitoral manteve-se com pouca mudança durante todo o levantamento. E esta sustentação da atividade também foi tão mais evidente quanto maior a carga conduzida. McCAW & FRIDAY (1994) também encontraram maiores ativações deste músculo e proporcionais à carga na fase ascendente. McCAW & FRIDAY (1994) e NEWTON et al. (1996) também não encontraram uma ativação sustentada do tríceps braquial durante toda a fase concêntrica, mas apenas no início, reduzindo sua atividade ao final desta fase. Da mesma forma, NEWTON et al. (1996) sugere que este músculo parece contribuir bastante apenas nos estágios iniciais da fase concêntrica reduzindo sua atividade à medida que a barra é desacelerada.

Ao considerar a participação do músculo Deltóide Anterior no exercício supino nota-se um comportamento semelhante ao que cada autor observou sobre os dois músculos anteriores em ambas as fases do supino. Tal comportamento foi particularmente mais parecido com o peitoral maior, visto que ELLIOTT et al. (1989) observou uma sincronia com a ativação destes

músculos e o movimento inicial ascendente da barra, sem o suave atraso apresentado pelo tríceps braquial.

As diferenças encontradas entre os autores podem ser explicadas, contudo, tanto por intermédio dos protocolos experimentais como pelas formas de tratamento do sinal EMG utilizadas em cada estudo. Com base na atividade muscular exposta, de modo geral os estudos de ELLIOTT et al. (1989) e de NEWTON et al. (1996) podem parecer divergentes à primeira vista. Porém, é importante salientar os bem distintos objetivos de cada autor. O primeiro estava preocupado em identificar o mecanismo responsável pelo fenômeno "*Sticking Region*", região na qual o levantador experimenta aparente dificuldade em exercer força contra a barra, durante o supino em levantadores básicos. Ao passo que o segundo em otimizar treinamentos de potência em dois tipos de execução do supino: supino executado com máxima aceleração e o executado de modo a arremessar a barra também com máxima aceleração. ELLIOTT et al. (1989) ao expor os resultados dos levantamentos com as cargas mais leves que utilizou (média 81% 1RM) observou que, tipicamente, os sujeitos por ele analisados apresentaram na fase ascendente apenas duas regiões (Regiões de Aceleração e de Desaceleração), ao contrário das cargas mais altas (100 e 104% 1RM), as quais apresentaram 4 regiões (Regiões de Aceleração, "*Sticking Region*", Máxima Força e Desaceleração). E ainda, com a carga em torno de 81% 1RM os sujeitos tenderam a produzir a máxima atividade dos motores primários (Peitoral Maior, Tríceps braquial e Deltóide anterior) apenas ao longo da região de aceleração, isto é, no início da fase ascendente. Esta atividade, por sua vez, acalmou-se rapidamente ao entrar a barra na fase de desaceleração. Neste ponto, portanto, os resultados de ELLIOTT *et al* (1989) se aproximaram muito não apenas dos de NEWTON et al. (1996), como também de McCAW & FRIDAY (1994), visto que estes autores também encontraram diminuição da atividade muscular dos motores primários no final da fase concêntrica como já mencionado, embora a carga do estudo de NEWTON *et al* (1996) tenha sido executada com apenas 45%1RM e o de ELLIOTT et al. (1989), como já visto, com cerca de 81% 1RM. NEWTON *et al* (1996) explicam estes achados hipotetizando que quando o supino é executado com cargas baixas, a região de desaceleração envolve uma considerável liberação de cargas dos músculos, a qual é maior que se uma carga mais

pesada fosse conduzida sem a preocupação de maximizar a velocidade de execução. Isto ainda permite reduzir o tempo de desaceleração e maximizar a produção do impulso gerando uma fase de aceleração relativamente maior. Entretanto, as forças para desaceleração da barra aumentam marcadamente no supino em relação ao movimento feito arremessando a barra. Portanto, como no trabalho de NEWTON *et al* (1996) a preocupação maior foi maximizar a velocidade de execução, o autor utilizou carga baixa (45% 1RM). E argumentou que a diminuição da atividade dos motores primários no final da fase ascendente, além da liberação de carga sobre os músculos, pode ser ainda reflexo de uma antecipação da desaceleração que viria a ocorrer no supino, apesar de os sujeitos terem tentado imprimir máxima aceleração na barra. Algo que foi contrariamente observado no estudo de ELLIOTT *et al* (1989) quando este utilizou para execução do supino, cargas de 100 e 104% 1RM, uma vez que a liberação de cargas sobre os músculos não ocorreu por serem cargas maiores e sem a preocupação de execução com máxima velocidade. Assim, mediante esta análise, observa-se que os resultados não são tão divergentes quanto parecem. Mas, fica claro que a ativação muscular no supino é dependente da carga e, conseqüentemente, da velocidade com que se executa este movimento.

Apenas para complemento de informação, ELLIOTT *et al* (1989), analisaram também o período de pausa (repouso) da barra sobre o peito do levantador. Observaram redução na atividade de todos os músculos durante este período, o qual teve duração média de 0,18 s. Essa redução na atividade muscular serviria para dissipar a energia elástica armazenada nos componentes em série do sistema músculo-tendão e o executante não obter vantagem na fase ascendente do movimento pela restituição desta energia. Porém, dados de AURA & KOMI (1987, In: Elliott *et al* 1989), relataram substancial aproveitamento da energia elástica na fase concêntrica em pausas de 0,18 s. ELLIOTT *et al* (1989) observaram um atraso eletromecânico para cada músculo entre a atividade EMG e as medidas de força na barra de aproximadamente 35 ms.

3.2.2 Crucifixo Horizontal

Alguns estudos foram realizados com o objetivo de analisar a ativação muscular durante a execução do exercício crucifixo horizontal tais como: FERREIRA, BÜLL e VITTI (2003a) e (2003b) e RODRIGUES, BÜLL, DIAS, GONÇALVES e GUAZZELLI (2003) e (2005). Porém, as diferenças entre protocolos e metodologias empregadas em todos estes trabalhos torna praticamente inviável a comparação e discussão de resultados. Desta forma, optou-se por apresentar o estudo de FERREIRA *et al* (2003), considerado o mais relevante sobre a análise temporal EMG de músculos envolvidos no crucifixo, em particular, o m. peitoral maior e a porção acromial do deltóide.

Para o *m. peitoral maior*, pela análise do envoltório linear, a maior parte dos voluntários estudados por FERREIRA *et al* (2003) apresentaram atividade durante toda a fase ascendente do movimento após um silêncio de ativação entre esta fase e a descendente. A maior atividade registrada, tanto na fase ascendente como na descendente, ocorreu quando os braços dos sujeitos estavam próximos de 45 graus de abdução horizontal. Destaca-se o fato de que a ativação foi maior na fase descendente que na ascendente.

Para o *m. deltóide acromial*, também pela análise do envoltório linear, o padrão de atividade foi similar ao peitoral. Também a maior ativação ocorreu na fase descendente do movimento, entretanto, com os braços dos sujeitos próximos de 90 graus de abdução horizontal. Para a fase ascendente, ao contrário do supino, esse pico ocorreu após os 45 graus de abdução horizontal.

Apesar da variedade de padrões temporais de atividade muscular registrada nesse estudo, de modo geral os autores relatam que pode ser observada coincidência temporais de atividade entre os músculos Peitoral maior e deltóide anterior. Ou seja, ambos os músculos foram ativados simultâneamente logo no início até o final da fase ascendente. Portanto, nesta fase, os autores consideraram ambos os músculos como motores primários.

É importante relatar também que, no trabalho de FERREIRA *et al* (2003), não foi relatado se houve ou não o controle da velocidade de execução do exercício. Além disso, os halteres conduzidos pelos voluntários eram de madeira especial com massa desprezível.

3.2.3 Desenvolvimento

Em relação à análise eletromiográfica do exercício desenvolvimento, encontra-se somente um estudo que foi conduzido por BARNETT *et al* (1995) que teve por objetivo comparar a ativação muscular de músculos da articulação gleno-umeral em diferentes ângulos de posicionamento do tronco passando por declinado, horizontal, inclinado e vertical. Este último pode ser entendido como "Desenvolvimento". Nesta situação encontraram que para a porção esternocostal do peitoral maior teve maior atividade na posição horizontal e menor atividade na posição vertical. Para a porção clavicular do peitoral maior os resultados foram maiores na posição inclinada e menor na vertical. Para o deltóide anterior apresentaram o vertical com maior resultado e o declinado com menor. E, finalmente, para o tríceps braquial cabeça longa indicam máximo no horizontal e mínimo no inclinado. Estes resultados, representados na tabela 1, indicam que na posição vertical, idêntico ao exercício desenvolvimento, encontra-se uma ativação prioritária para o músculo deltóide em detrimento aos demais grupamentos musculares analisados.

TABELA 1 – Efeito da inclinação do tronco na atividade eletromiográfica (adaptado de BARNETT et al, 1995).

Músculo	*Máximo*	*Mínimo*
Peitoral Maior esternocostal	Horizontal*	Vertical
Peitoral maior clavicular	Inclinado	Vertical
Deltóide clavicular	Vertical	Declinado*
Tríceps braquial cabeça longa	Horizontal*	Inclinado

* empunhadura afastada

3.2.4 Elevação Lateral

Um estudo realizado por ALPERT et al (2000) analisou a atividade eletromiográfica do músculo deltóide anterior, medial e posterior durante a abdução da articulação glenoumeral no plano escapular. A atividade da porção anterior foi praticamente idêntica a da porção medial em todo o arco de movimento. O pico de ativação para essas porções se deu na angulação entre 30° e 60°. A atividade da porção posterior foi menor quando comparado com as outras porções e seu pico de ativação ocorreu entre 120° e 150°.

3.2.5 Tríceps Supino

BARBOSA & GONÇALVES (2002) analisaram o padrão de recrutamento dos músculos peitoral maior parte esternocostal, peitoral maior parte clavicular, deltóide anterior e tríceps braquial cabeça longa, após a normalização do sinal EMG pela média. O foco principal do estudo foi a análise dos coeficientes de variação (CV) intra e intersujeitos com o objetivo de averiguar a consistência de ativação e a sincronia muscular para a realização do gesto. O músculo peitoral maior esternocostal foi o que apresentou menor variabilidade intrasujeito na fase de descida e o músculo tríceps braquial cabeça longa na fase de subida. Na análise intersujeitos, o músculo peitoral maior esternocostal foi aquele que apresentou o menor CV nas fases de descida e subida. Desta forma, parece que o músculo peitoral maior esternocostal mantém uma maior consistência de ativação durante todo o ciclo de movimento do referido exercício.

3.2.6 Tríceps Testa

Para o exercício Tríceps Testa não existe relato na literatura que envolva estudos direcionados a conhecer a atividade eletromiográfica durante esse movimento.

3.3 A eletromiografia como método de investigação biomecânica

A Biomecânica faz uso de diversas técnicas e métodos de mensuração com o objetivo de analisar e quantificar o movimento humano (MARQUES et al, 2003). Um desses métodos trata-se da EMG. Antes da EMG, o único modo de analisar uma atividade muscular era por meio da análise das origens e inserções musculares (OLIVEIRA SILVA et al, 2003). Os autores seguem dizendo que considerações anatômicas são importantes, mas que não trazem exatidão no que diz respeito a como os grupos musculares atuam, nível e tempo de ativação, em um movimento corporal qualquer. Esse capítulo, portanto, tem por objetivo discutir as características metodológicas desta importante área de investigação da Biomecânica.

3.3.1 Conceitos fundamentais

KREIGHBAUM & BARTHELS (1996) relatam que “a ativação elétrica dos músculos em resposta a um estímulo nervoso durante o movimento

humano deve ser monitorada através da eletromiografia". Tal técnica descreve as características das ações musculares por meio da captação do sinal elétrico das fibras musculares (GRABINER, 1993; ADRIAN & COOPER, 1989; MARQUES et al, 2003; ELLEMBECKER & DAVIES, 2001; ECHTERNACH, 1994; MORAES et al, 2003; SERRÃO, 1999).

Pode ser entendida como o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração (AMADIO, 1996). É o mais simples método representativo do controle neurológico do sistema musculo-esquelético (BRUNIERA, 1994).

A citada técnica tem bases na descoberta de Galvani (séc. XVIII) ao constatar que as contrações musculares são originadas pela propagação de impulsos elétricos pelo tecido muscular (SCHEUCHENZUBER, 1983). Segundo ARAUJO (1998), Du Bois Raymond, em 1849, constatou a presença de sinais elétricos vindos de uma ação muscular voluntária em humanos. Além disso, ele incrementou e desenvolveu máquinas de eletricidade com a finalidade de detectar sinais elétricos voluntários oriundos da musculatura humana quando em contração (CLARYS & LEWILLIE, 1992).

A EMG pode ser utilizada como um indicador do início da atividade muscular, relacionar a força produzida pelo músculo e mensurar o índice do processo de fadiga que ocorre no músculo (De LUCA, 1997). WINTER (1990) reporta que com a EMG temos o controle final do sinal elétrico nos músculos. A EMG pode apresentar uma correlação com os fenômenos internos interpretando, de forma mais aprimorada, os efeitos do treinamento. Pode ser também utilizada clinicamente analisando-se as respostas do sistema nervoso relacionada a uma determinada patologia (HALL, 1993). De acordo com CLARYS & CABRI (1993), a EMG tem sido utilizada em inúmeras vertentes do campo do conhecimento científico, tais como: estudos da função normal de músculos durante posturas e movimentos selecionados; estudos de atividades musculares mais complexas nos movimentos esportivos, ocupacionais e de reabilitação; estudos da contração isométrica e sua relação com o aumento da tensão na contração voluntária máxima; avaliação da atividade muscular funcional anatômica; estudos de coordenação e sincronização (cadeias cinemáticas); estudos de fadiga.

3.3.2 Eletromiografia: características metodológicas gerais

Do processo de despolarização e repolarização da membrana surge um campo elétrico em torno das fibras musculares. Os eletrodos eletromiográficos de superfície localizados neste campo detectam esta manifestação dos potenciais de ação causados pela ativação de muitas das fibras musculares sob sua superfície de captação. Desse modo, na eletromiografia de superfície, o sinal é a representação dos potenciais de ação provenientes de muitas unidades motoras (UM) ao mesmo tempo. Isto é, eletrodos colocados na superfície de um músculo, ou mesmo dentro das fibras musculares (ex.:EMG de agulha), registram a soma algébrica de todos os potenciais de ação das unidades motoras (PAUM) transmitidos ao longo das fibras musculares, no tempo, em um determinado ponto. A EMG de superfície é, contudo, menos seletiva que a EMG intramuscular. Ou seja, não diferencia a atividade de uma fibra ou de determinada UM em específico, mas sim uma ativação conjunta de muitas delas (CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990; WRIGHT & RADIN, 1993; BRUNIERA, 1994).

Dependendo do nível da contração muscular, os sinais decorrentes da ativação de diferentes UM podem estar sobrepostos gerando um traçado característico denominado traçado de interferência (ARAÚJO, 1998; AMADIO et al, 1996). A Figura 1 traz a representação de diferentes níveis de contração muscular suas respostas de traçado de sinal.

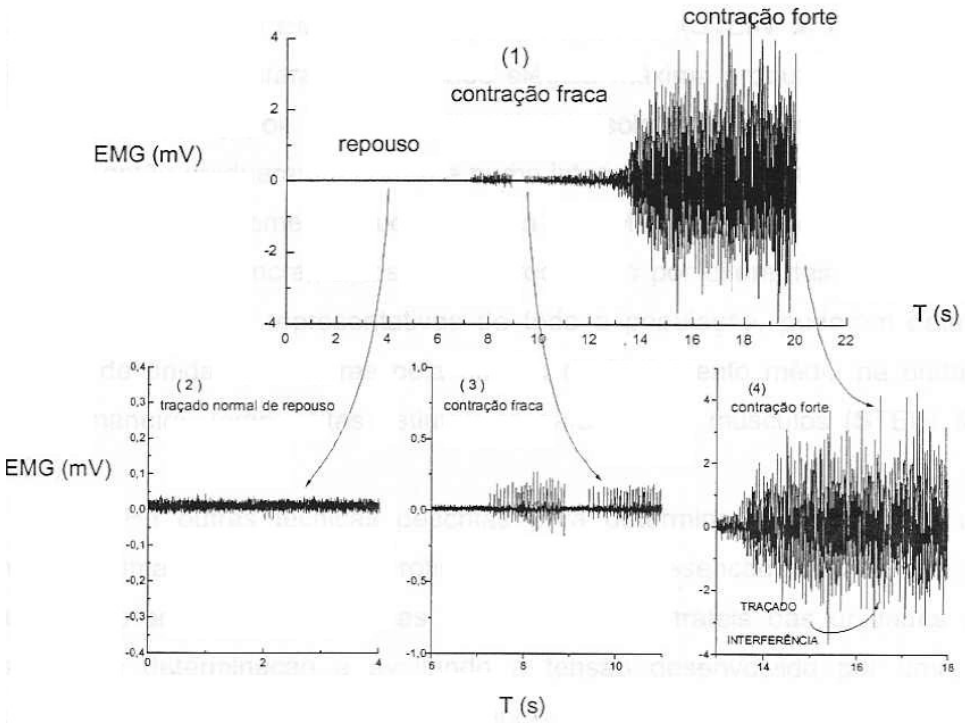

FIGURA 1 – Gráficos ilustrativos do traçado EMG em diferentes graus de atividade do m. bíceps braquial. Em (1) pode-se observar o traçado de repouso, em uma contração fraca e em uma contração forte. Os traçados também podem ser observados individualmente ao repouso (2) no qual se registra a linha base; em contração fraca (3) potenciais de ação podem ser observados; e em contração forte (4), no qual nota-se a sobreposição dos potenciais, caracterizando o traçado de interferência. (Adaptado de Araújo, 1998)

A interpretação do sinal apresenta-se como um dos fatores mais importantes no manuseio da EMG levando em conta, a enorme gama de interferências que o sinal EMG pode sofrer. Possivelmente estão presentes no sinal: os ruídos do campo eletromagnético oriundos do ambiente; os artefatos (falsos sinais gerados pelos eletrodos e pelo sistema de cabos) do próprio equipamento de aquisição do sinal EMG. Outras limitações estão associadas à localização do eletrodo no ventre muscular e a preparação da pele; o deslocamento do eletrodo sobre a pele; o deslocamento da própria pele sobre o músculo investigado; a área do ventre muscular que esta sendo investigada e

a possibilidade da captação simultânea do sinal de músculos vizinhos (Cross-talk). Além dos fatores relacionados à técnica, pode-se esbarrar em problemas de interpretação do sinal e terminologias errôneas estabelecidas por pesquisadores (CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990; LOBO DA COSTA, 1995).

Conjuntamente com o avanço tecnológico os sistemas de aquisição de dados passaram a ser, em sua maioria, altamente informatizados de forma que, praticamente tudo o que se produz, em termos de procedimentos de medição, está vinculado ao uso de computadores (CLARYS & CABRI, 1993). Basicamente, este sistema, representado na figura 2, constitui-se de: sensores (eletrodos), condicionadores de sinais (amplificadores e filtros), Conversor Analógico-Digital (A/D), Microcomputador e programas para aquisição, análise e tratamento de dados. O referido sistema de aquisição de sinal EMG permite maior precisão na aquisição, armazenamento e análise dos dados (ARAÚJO, 1998; LATASH, 1998; WRIGHT & RADIN, 1993). Cada um dos mecanismos, componentes do sistema, serão comentados adiante.

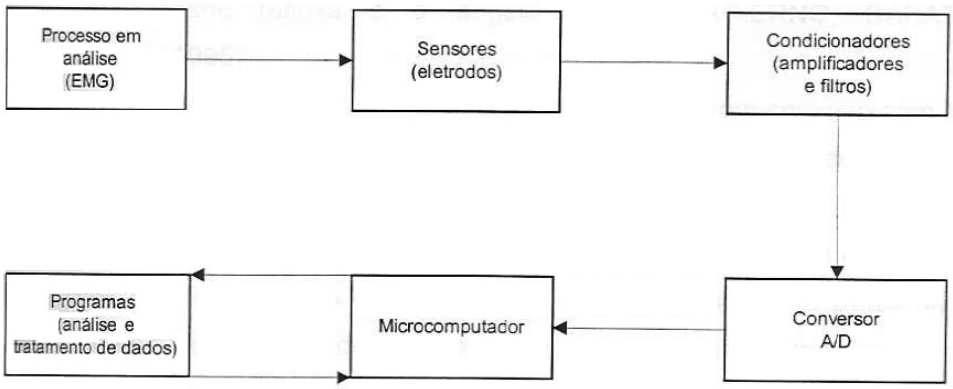

FIGURA 2 – Diagrama representativo dos sistemas de aquisição de dados para eletromiografia. (Adaptado de Araújo, 1998)

Os eletrodos são os sensores capazes de detectar o campo elétrico gerado nas fibras musculares em decorrência de potenciais de ação emanados por motoneurônios. Existem basicamente dois tipos: eletrodos de superfície e eletrodos intramusculares (LATASH, 1998; WRIGHT & RADIN, 1993; WINTER, 1990).

De acordo com ARAÚJO (1998), a tecnologia dos eletrodos evoluiu muito nas ultimas décadas. Encontra-se desde eletrodos auto-adesivos e maleáveis até eletrodos com um sistema de pré-amplificação, o qual minimiza os problemas de artefatos adquiridos ao longo do trajeto dos cabos. Este segundo tipo é denominado eletrodo ativo, visto que além de estar conectado aos fios condutores do sinal ao amplificador, também apresenta outros dois que alimentam o pré-amplificador, permitindo um aumento do sinal no eletrodo. A maioria dos registros EMGs requerem dois eletrodos sobre o sítio determinado do músculo (WINTER, 1990). Desse modo, a voltagem da onda que é registrada apresenta-se como a diferença do potencial entre estes dois eletrodos. Logo, quanto menor a distância entre estes dois eletrodos, menor a área de superfície de captação do sinal EMG. Em vista disto, a área de captação do sinal influencia na duração dos PAUMs registrados, de modo que eletrodos de superfície registram PAUMs mais duradouras (6 a 40 ms) que eletrodos intramusculares (3 a 20 ms). Basicamente, os eletrodos registram PAUMs mais próximas de sua área de captação como mais intensas e os mais distantes como de menor amplitude (ARAÚJO, 1998; CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990). Em relação ao local de posicionamento dos eletrodos pode-se ter como base referências anatômicas como, por exemplo, as indicações da Surface Electromyography for the non-invasive assessment of muscles (SENIAN). Uma outra possibilidade de posicionar o eletrodo é pela detecção do ponto motor. DAINTY & NORMAN (1987) estabelecem como ponto motor o local à superfície do músculo onde a menor quantidade de voltagem causa a maior contração, ou, seja, o ponto de menor resistência e, assim, o mais excitável de um músculo. Ainda se discute qual dos procedimentos trará maior eficiência em termos de aquisição de sinal, no entanto, independente da técnica utilizada, o posicionamento do eletrodo deve seguir o mesmo critério para os diferentes sujeitos e grupos musculares.

Os amplificadores possuem uma função importantíssima no processo de aquisição de dados EMG. Ele deve aumentar a amplitude do sinal coletado até um nível que permita uma medida precisa. Tal mecanismo se faz necessário devido ao fato de que as amplitudes naturais dos sinais EMG de superfície estão entre 0,01mV e 5mV, sendo estas amplitudes muito pequenas para mensuração (WINTER,1990). Os amplificadores podem ser entendidos

como dispositivos que aumentam a amplitude da tensão elétrica que esta sendo monitorada, dando maior visibilidade a um pequeno sinal elétrico registrado ARAÚJO (1998). Um fator importante a ser relacionado ao uso de amplificadores é o mecanismo de ganho do sinal que relaciona a amplitude da voltagem do sinal de entrada com a do sinal de saída do amplificador. Tal mecanismo, visando uma boa aquisição, deve ser provido de recursos de ajuste na extensão do ganho gerado pelo amplificador. Para que nenhum dado seja “cortado”, indica-se o uso de amplificadores que possuam uma extensão de ganho de 100 a 10.000, permitindo, desta forma, que todos os sinais, tanto de alta quanto de baixa amplitude, sejam amplificados na mesma medida evitando o surgimento de um sinal distorcido. A escolha do ganho, contudo, depende do que será feito com o sinal de saída. Porém, independente do ganho do amplificador, a amplitude do sinal EMG deve ser especificada em mV, tal como se apresenta. (ARAÚJO, 1998; WINTER, 1990)

Os amplificadores necessitam ter alta impedância de entrada em relação à impedância dos eletrodos evitando, desta forma, que o amplificador retire muita corrente elétrica do tecido biológico. Sabe-se que o fluxo de corrente gerado pela interface eletrodo-pele em direção aos terminais de entrada do amplificador sofre uma queda de voltagem. Essa interface eletrodo-pele possui uma impedância que pode ser minimizada em virtude do controle de alguns fatores, tais como: espessura da camada de pele, temperatura e limpeza da pele visando diminuir a impedância da pele com a retirada da oleosidade, gordura local.. Diante destes fatores, uma preparação adequada da pele é de extrema importância para evitar atenuação do sinal EMG para o amplificador. Aliando uma boa preparação da pele com uma alta impedância do amplificador, tende a proporcionar uma queda menor de voltagem mantendo-a em um nível próximo ao do sinal a ser medido (ARAÚJO, 1998; WINTER, 1990).

Quando o olhar se volta para o domínio da freqüência, os amplificadores devem atuar do mesmo modo aumentando toda a banda de freqüências contidas no sinal que, quase como um todo, está concentrado na faixa de 20 a 200 Hz (WINTER, 1990). Com a EMG de superfície, registro de PAUMs de maior duração, o espectro de freqüência possui densidades de freqüência que geralmente não ultrapassam 1000 Hz. Logo, a recomendação é

de ajustar o amplificador, considerando EMG de superfície, com extensão de freqüências de 10 a 1000 Hz garantindo, desta forma, que o processo de amplificação apresente uma resposta fidedigna para todos os potenciais registrados. Qualquer sinal composto por freqüências acima ou abaixo da banda definida na amplificação será atenuado em amplitude relativa ou eliminado completamente evitando, desta maneira, a presença de sinais indesejados que podem interferir na aquisição e na futura análise do sinal EMG (ARAÚJO, 1998; CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990).

O sinal que foi amplificado não está livre de ruídos e artefatos provenientes do meio (ruídos da corrente elétrica e iluminação do ambiente possuem freqüência de 60 Hz) ou até mesmo outros sinais fisiológicos (sinal elétrico do coração que possui freqüências em torno de 100 Hz). O sinal EMG sofre esse tipo de interferência devido ao fato de ser o corpo humano uma espécie de antena que capta a radiação eletromagnética presente no ambiente. O sinal mais nocivo a EMG é a radiação de 60 Hz oriunda da corrente elétrica. No entanto, em termos de amplitude, tal sinal apresenta-se muito maior (100mV ou mais) do que qualquer atividade EMG registrada (~5mV) sendo que, utilizando-se amplificadores simples, todo esse sinal seria amplificado. Os sinais EMG detectados por cada pólo de um eletrodo diferem-se um do outro por estarem em sítios de captação diferentes. Visando atenuar esse problema recomenda-se o uso de amplificadores diferenciais que calculam a diferença entre os sinais dos dois terminais ativos dos eletrodos. Tais amplificadores rejeitam os sinais comuns (ruído do ambiente, interferência de 60Hz) presentes com igual amplitude em cada terminal ativo do eletrodo e mantêm os sinais diferentes gerando um sinal de saída que representa uma versão amplificada da diferença entre dois sinais EMGs dos dois eletrodos ativos. Esta rejeição dos sinais iguais é feita pelo parâmetro denominado Taxa de Modo Comum de Rejeição (TMCR) que representa o quanto essa subtração foi eficiente tendo por ciência que tal processo nunca ocorre de forma perfeita. A única condição de aquisição de dados em que esse ruído não se manifeste parece ser quando os equipamentos estão funcionando com alimentação de baterias (ARAÚJO, 1998; WINTER, 1990).

O sinal EMG é biológico, logo, tem origem analógica. Deste modo, os dados adquiridos e que serão posteriormente manipulados no computador

devem ser convertidos em sinais digitais. Este procedimento é realizado por um conversor A/D que deve possuir altas taxas de amostragem e resolução da amplitude que é determinada pelo número de bits que o computador apresenta (calculado pela expressão 2^n, onde n é o número de bits). Assim 8 bits (2^8 = 256) apresenta 256 níveis dentro da faixa de voltagem adquirida. Conclui-se, portanto, que quanto maior o número de bits, maior é a resolução da conversão A/D e, logo, maior é a fidelidade da medida. A freqüência ou taxa de amostragem diz respeito à resolução aplicada ao tempo. Quanto maior a freqüência de amostragem, melhor a representação do sinal. Diferente da resolução, esta pode ser especificada pelo usuário. A especificação desta taxa, contudo, deve estar submetida ao teorema de Nyquist, o qual estabelece que a menor taxa de aquisição deva ser pelo menos duas vezes maior que a freqüência componente do sinal. Caso isto não ocorra, uma taxa muito baixa pode acarretar o efeito "*aliasing*" (ARAÚJO, 1998).

3.3.3 Tratamento do Sinal EMG

O sinal original possibilita somente interpretações qualitativas podendo trazer informações em termos de relações fásicas entre diferentes grupamentos musculares identificando o estado "ativo" e "inativo" durante um determinado movimento (CLARYS & CABRI, 1993). O sinal EMG original deve ser submetido a um processamento, que crie condições para que futuramente se estabeleça algum tipo de comparação, registro ou correlação de algumas medidas da função muscular com outros sinais biomecânicos e/ou fisiológicos (WINTER, 1990).

Dentro dessa dimensão, CLARYS & CABRI (1993) afirmam que a quantificação do sinal EMG é necessária para possibilitar os pesquisadores compararem resultados com outras pesquisas. A média dos sinais EMG no domínio do tempo tende a apresentar um valor sempre próximo à zero. Dessa forma o sinal original pode passar por um procedimento chamado de retificação que pode ser feito de três maneiras: 1) Retificação de Meia-Onda eliminando os valores negativos do sinal; 2) Retificação de Onda-Completa considerando somente as magnitudes absolutas do sinal mantendo-o inteiro; 3) por RMS (Root Mean Square) que se resume a um processamento matemático que faz a raiz quadrada da média elevada ao quadrado. O sinal retificado é a base para

outros processamentos do sinal não sendo de muito valor para análise quantitativa (ARAÚJO, 1998; AMADIO et al, 1996; WINTER, 1990).

Dando seguimento ao tratamento do dado, o sinal retificado pode ser filtrado na tentativa de minimizar a interferência causada pro ruídos externos e até mesmo por sinais fisiológicos que não tenham como origem a musculatura esquelética. Essa filtragem se dá por meio da utilização de dispositivos denominados filtros digitais, que podem determinar bandas de freqüências que devem ser mantidas ou cortadas. Para demonstrar a tendência ou o padrão temporal da atividade muscular costuma-se fazer o alisamento da curva com a utilização de um filtro passa - baixa e esse sinal passa a receber o nome de Envoltório linear. Os procedimentos acima descritos estão representados na figura 3. Por fim, para se ter condições de comparação entre diferentes sujeitos e diferentes grupos musculares, é altamente recomendável o procedimento de normalização do sinal reduzindo a variabilidade presente em uma população podendo ser feito por meio de contração isométrica voluntária máxima, pelo pico do sinal e pela média do sinal (ARAUJO, 1998).

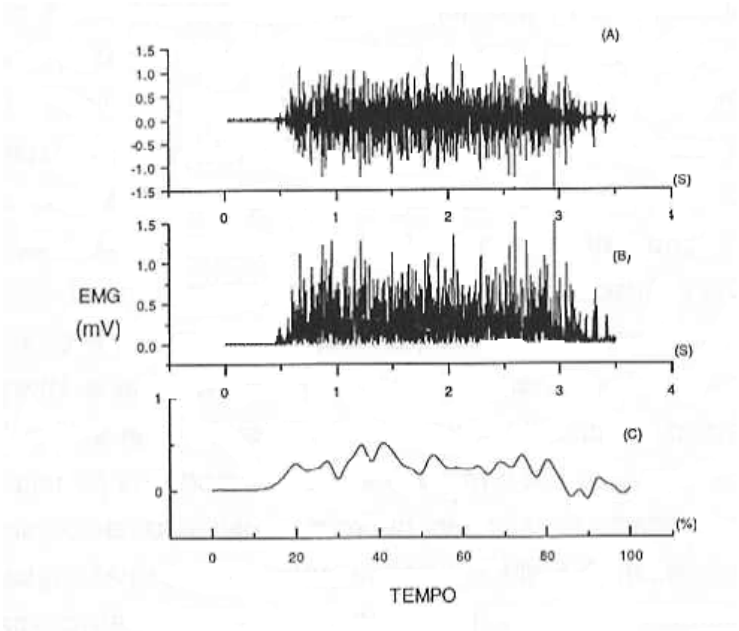

FIGURA 3 – Gráficos ilustrativos de três etapas de processamento do sinal EMG. (A) sinal original e traçado de interferência; (B) o mesmo sinal retificado; (C) utilização de um filtro passa baixa, o qual provoca um alisamento da curva e obtém-se o envoltório linear. (Adaptado de Araújo, 1998 e Amadio et al, 1996).

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 Amostra

A amostra foi composta por um grupo de nove indivíduos do sexo masculino, com massa e estatura respectivamente equivalentes a 83,8 ± 5,3 kg e 1,77 ± 0,04 m, que não apresentaram nenhuma patologia osteomioarticular em membros superiores e que possuíam experiência em treinamento de força de no mínimo 24 meses, com freqüência de treino de 4,9 ± 0,73 sessões por semana, condição que evidencia que os voluntários possuíam proficiência na execução dos exercícios. Fatores relacionados a limitações osteomioarticulares foram averiguados por intermédio de uma anamnese ortopédica. Os voluntários assinaram um termo consentindo a sua participação no experimento. Os procedimentos experimentais foram aprovados pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte de Universidade de São Paulo (protocolo 2009/18 presente no Anexo 1).

4.2 Procedimento experimental

Para que o nível de intensidade relativa dos exercícios fosse semelhante entre os sujeitos foi realizada a mensuração da carga a ser utilizada com a aplicação de um teste de 8 RM, cujo protocolo teve por base estudos preliminares (GUIMARÃES *et al,* 2007). Tal protocolo consta de: aquecimento específico envolvendo a realização de, no máximo 2 séries de 8 a 10 repetições dos próprios exercícios utilizados no teste, com a utilização de cargas que não ultrapassaram 50% da carga esperada indicada pelo próprio sujeito; foram permitidas no máximo 3 tentativas para atingir a carga para 8 RM com o intervalo de 2 minutos entre as tentativas e de 20 minutos entre os exercícios; a carga utilizada na primeira tentativa foi determinada pelo sujeito com base em sua experiência de treinamento; os sujeitos foram instruídos a realizar no máximo 8 repetições por tentativa mesmo que a carga possibilite mais; considerou-se válida a tentativa em que o voluntário realizou 8 repetições com o máximo de carga possível; ao ocorrer falha concêntrica, antes da oitava repetição ser atingida, a tentativa foi invalidada. A ordem dos exercícios para este teste de carga foi determinada por sorteio.

As aferições de carga máxima (8RM), as medidas antropométricas assim como o preenchimento da anamnese e do termo de consentimento foram realizadas em um primeiro encontro ocorrido antes das coletas dos dados cinemáticos e eletromiográficos.

A análise da ativação muscular, propriamente dita, foi realizada em regime dinâmico de ação muscular e ocorreu com o mínimo de 48 horas após o primeiro encontro. Tal análise conteve três séries de oito repetições, totalizando 24 tentativas para cada exercício com um intervalo de dois minutos entre as séries. As coletas foram realizadas em duas etapas, caracterizadas do seguinte modo:

a) **Protocolo tradicional (P1) –** ordem de exercícios tradicional seguindo dos exercícios utilizados na prática para o treinamento de grandes grupos musculares para os exercícios utilizados para o treinamento de pequenos grupos musculares e ainda respeitando a ordem de exercícios "multiarticulares" para os "monoarticulares". Desta maneira, a ordem foi definida com dois exercícios utilizados na prática para o trabalho de peitorais, dois exercícios utilizados na prática para o trabalho de deltóides e dois exercícios utilizados na pratica para o trabalho de tríceps. Neste caso a seqüência de exercícios foi: 1) Supino horizontal (SH); 2) Crucifixo horizontal (CH) 3) Desenvolvimento pela frente (DF); 4) Elevação lateral (EL); 5) Tríceps supino (TS); Tríceps testa (TT).

b) **Protocolo invertido (P2) –** ordem inversa, seguindo dos exercícios utilizados na prática para o treinamento de pequenos grupos musculares para os exercícios utilizados para o treinamento de grandes grupos musculares e ainda respeitando a ordem de exercícios "monoarticulares" para os "multiarticulares". Neste caso a seqüência de exercícios foi: TT, TS, EL, DF, CH e SH.

Foi respeitado o intervalo de uma semana entre as sessões de coleta. Metade da amostra iniciou os procedimentos de coleta com o protocolo 1 e o restante com o 2. A descrição de cada um dos exercícios analisados vem a seguir.

4.3 Caracterização dos exercícios

Para cada exercício analisado segue uma breve explicação a respeito da execução cobrada, sendo estes os critérios para o controle da execução dos exercícios.

4.3.1 Supino Horizontal (SH):

O voluntário ficou decúbito dorsal em um banco horizontal com suporte para barra olímpica (20 Kg). A largura da empunhadura foi indicada pelo conforto e desempenho pessoal que normalmente remete a 200% da largura biacromial. Na fase descendente, partindo da posição inicial, a barra foi conduzida verticalmente no sentido descendente até entrar em contato com o tórax, realizando abdução horizontal de ombros e flexão do cotovelo, e na fase ascendente, o retorno à posição inicial realizando adução horizontal de ombros e extensão de cotovelos. Figura 4 A.

4.3.2 Crucifixo Horizontal (CH):

O voluntário ficou decúbito dorsal em um banco horizontal. Como implementos de carga foram utilizados dois halteres, sendo um para cada mão. Na fase descendente, partindo da posição inicial, os halteres foram conduzidos verticalmente no sentido descendente até atingir o nível do tórax, realizando abdução horizontal de ombros mantendo os cotovelos em semiflexão. Na fase ascendente, o retorno à posição inicial realizando adução horizontal de ombros. Figura 4 B.

4.3.3 Desenvolvimento pela frente (DF):

O voluntário ficou em pé com os membros inferiores afastados permitindo, desta forma, uma boa base de equilíbrio e, conseqüentemente, garantindo uma boa estabilização do corpo. A largura da empunhadura ficou a critério do sujeito. Na fase descendente, partindo da posição inicial, a barra foi conduzida verticalmente no sentido descendente até atingir aproximadamente a altura dos ombros, realizando adução de ombros e flexão de cotovelos, e na fase ascendente, o retorno à posição inicial realizando abdução de ombros e extensão de cotovelos. Figura 4 C.

4.3.4 Elevação Lateral (EL):

O voluntário ficou em pé com os membros inferiores afastados permitindo, desta forma, uma boa base de equilíbrio e, conseqüentemente, garantindo uma boa estabilização do corpo. O voluntário portou um halter em cada mão e, partindo da posição inicial, tais implementos foram conduzidos verticalmente no sentido ascendente até atingir o nível dos ombros, realizando abdução de ombros mantendo os cotovelos em semiflexão, e na fase descendente, o retorno à posição inicial realizando adução de ombros. Figura 4 D.

4.3.5 Tríceps supino (TS):

O voluntário ficou decúbito dorsal em um banco horizontal. Para a empunhadura foi indicada a distância biacromial. Na fase descendente, partindo da posição inicial, a barra foi conduzida verticalmente no sentido descendente até entrar em contato com o tórax, realizando extensão de ombros e flexão de cotovelos, e na fase ascendente, o retorno à posição inicial realizando flexão de ombros e extensão de cotovelos. Figura 4 E.

4.3.6 Tríceps testa (TT):

O voluntário ficou decúbito dorsal em um banco horizontal. Para a empunhadura foi indicada a distância biacromial. Na fase descendente, partindo da posição inicial, a barra foi conduzida verticalmente no sentido descendente até atingir aproximadamente a altura do topo da cabeça, realizando flexão de cotovelos, e na fase ascendente, o retorno à posição inicial realizando extensão de cotovelos. Figura 4 F.

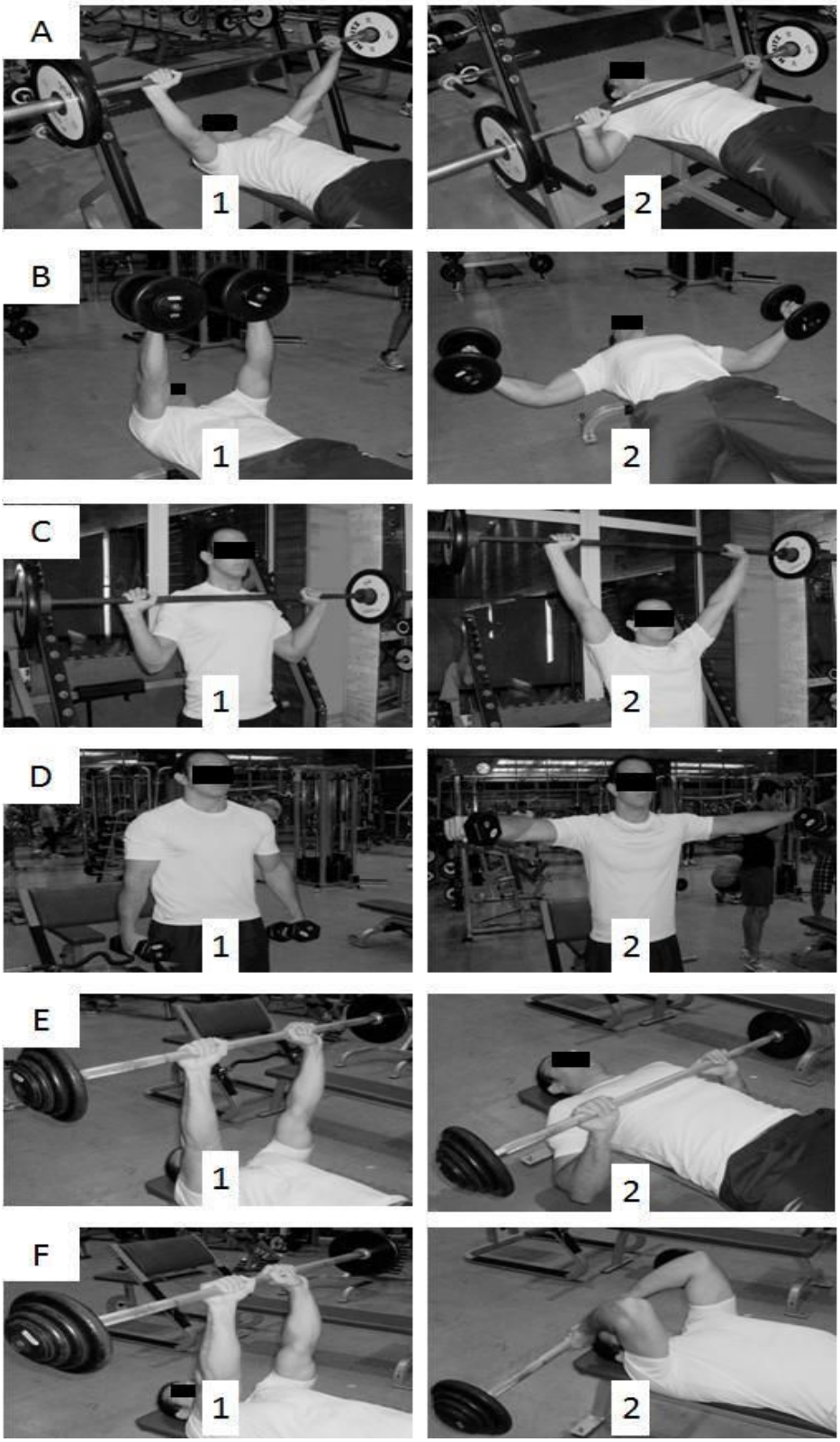

FIGURA 4 – Ilustração dos exercícios realizados no presente estudo sendo: A – Supino Horizontal (SH); B – Crucifixo Horizontal (CH); C – Desenvolvimento pela Frente (DF); D – Elevação Lateral (EL); E – Tríceps Supino (TS) e F – Tríceps Testa (TT).

4.4 Aquisição dos dados

4.4.1 Dados EMG

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do equipamento EMG 1000 (Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA.) representado na figura 5. Este equipamento amplifica, filtra e digitaliza até 28 canais de entrada analógica. Estas entradas estão divididas em até 24 canais para sinais eletromiográficos (12 passivos e 12 ativos) e 4 entradas para instrumentação. Cada canal eletromiográfico possui um amplificador diferencial (Rejeição de Modo Comum >100dB; Condição: sinal senoidal 10Vpp, 60Hz) com ganho fixo de valor nominal 1000, um filtro passa alta Butterworth de 1ª ordem com freqüência de corte em 1Hz e um filtro passa baixa Butterworth de 2ª ordem com freqüência de corte em 1kHz. Os sinais devidamente amplificados e filtrados são digitalizados por um conversor A/D de 16 bits de resolução com faixa de entrada programável. Para o presente estudo esta faixa será programada em +/-5V. Uma vez digitalizados, os sinais passam por filtros digitais passa alta Butterworth de 1ª ordem e passa baixa Butterworth de 2ª ordem selecionáveis respectivamente entre 0,01 a 50Hz e entre 1000/500/300/200Hz. Para este projeto estes filtros serão programados para 20 - 500Hz respectivamente.

FIGURA 5 – Ilustração do eletromiógrafo EMG 1000 a ser utilizado (Lynx tecnologia eletrônica LTDA)

Foram utilizados eletrodos descartáveis *Double*, confeccionados em espuma de polietileno com adesivo medicinal hipoalergênico, contato duplo

Ag/AgCl (raio de 5mm) e distantes 10mm, com gel sólido aderente de baixa impedância. Seu formato é em “oito” e sua dimensão total é de 42mm (Figuras 6 e 7). A esses eletrodos descartáveis, foram afixados cabos modelo AE1010 através de garras tipo “jacaré”, com pré-amplificadores que geraram no momento da captação do sinal um ganho de até 20 vezes.

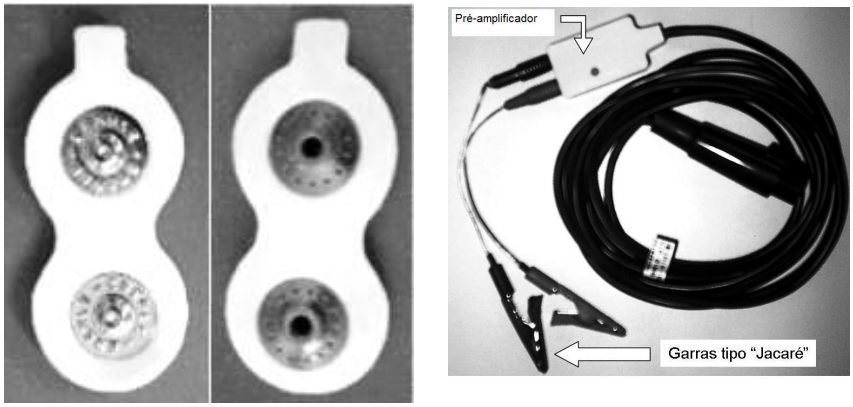

FIGURA 6 - Eletrodo descartável double e cabos contendo pré-amplificador e garras tipo “jacaré”, respectivamente.

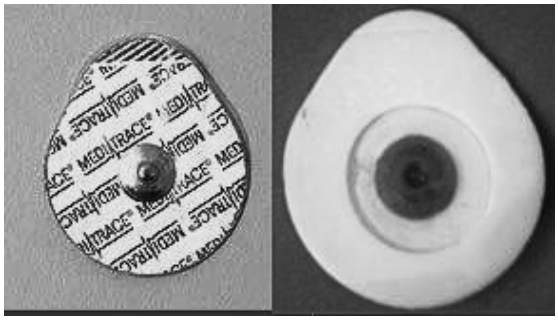

FIGURA 7 – Eletrodo oval utilizado como eletrodo de referência (terra).

A comunicação com o microcomputador é feita através de interface de rede ETHERNET 10Mbits/s e suportado pelo programa AqDados 7.02 (Lynx tecnologia eletrônica LTDA.). O Módulo é alimentado com 12VDC através da rede elétrica utilizando um adaptador universal 90-240V AC 60Hz. A taxa de amostragem é programável e a mesma para todos os canais. A maior taxa de amostragem é 4000Hz. Neste estudo utilizou-se freqüência de amostragem igual a 1000Hz.

Os músculos analisados foram peitoral maior esternocostal (PME), peitoral maior clavicular (PMC), deltóide anterior (DA), deltóide medial (DM) e

tríceps braquial cabeça longa (TBL). Os eletrodos foram posicionados distantes 1cm do ponto motor dos músculos. A localização do ponto motor, por sua vez, foi realizada experimentalmente por meio de um gerador de pulsos elétricos OMNI PULSI-901 (QUARK) com dois eletrodos de estimulação: um passivo, em forma de placa e que foi colocado na região lombar; e outro ativo colocado sobre a pele correspondente aos ventres musculares em questão (figura 8). O gerador emite, então, uma série de trens de pulso de 1 ms em freqüência tetanizante (20 a 80 Hz) cuja intensidade é aumentada até atingir o limiar motor do músculo, que pode ser visível ou palpável. Após a ocorrência dessa mínima contração desloca-se o eletrodo sobre a pele, verificando se o nível de contração aumenta. O ponto motor é o ponto mais excitável do músculo, isto é, quando com uma menor intensidade de corrente possível, ocorre o maior nível de contração. O local de posicionamento dos eletrodos, que foram fixados com esparadrapo, foi limpo com álcool e feita a tricotomia.

FIGURA 8 - Localização do ponto motor do músculo com o gerador de pulsos elétricos OMNI PULSI-901 (quark).

Quanto ao tratamento do sinal EMG, foram feitas análises no domínio do tempo: cálculo do valor RMS para análise da amplitude do sinal e o envoltório linear, gerado com o uso de um filtro digital Butterworth passa-baixa de 5 Hz de segunda ordem, para caracterizar o comportamento temporal da atividade muscular. No domínio da freqüência, foi analisado o comportamento da freqüência mediana no decorrer de cada série de cada exercício. O sinal foi normalizado pela contração voluntária isométrica máxima (CVIM) que foi coletada em uma janela de 10 segundos. Para os músculos PME e PMC a CVIM foi feita realizando uma adução horizontal de ombro (Figura 9 A). Para o

músculo DA foi realizada uma flexão de ombro (Figura 9 B). Para o músculo DM foi realizada uma abdução de ombro (Figura 9 C). Para o músculo TBL foi realizada uma extensão de cotovelo (Figura 9 D). Para todas essas situações de ação isométrica, foi dada uma resistência maior do que a suportada pelo voluntário, além da resistência manual dada pelo avaliador, evitando, desta maneira, que ocorresse movimento.

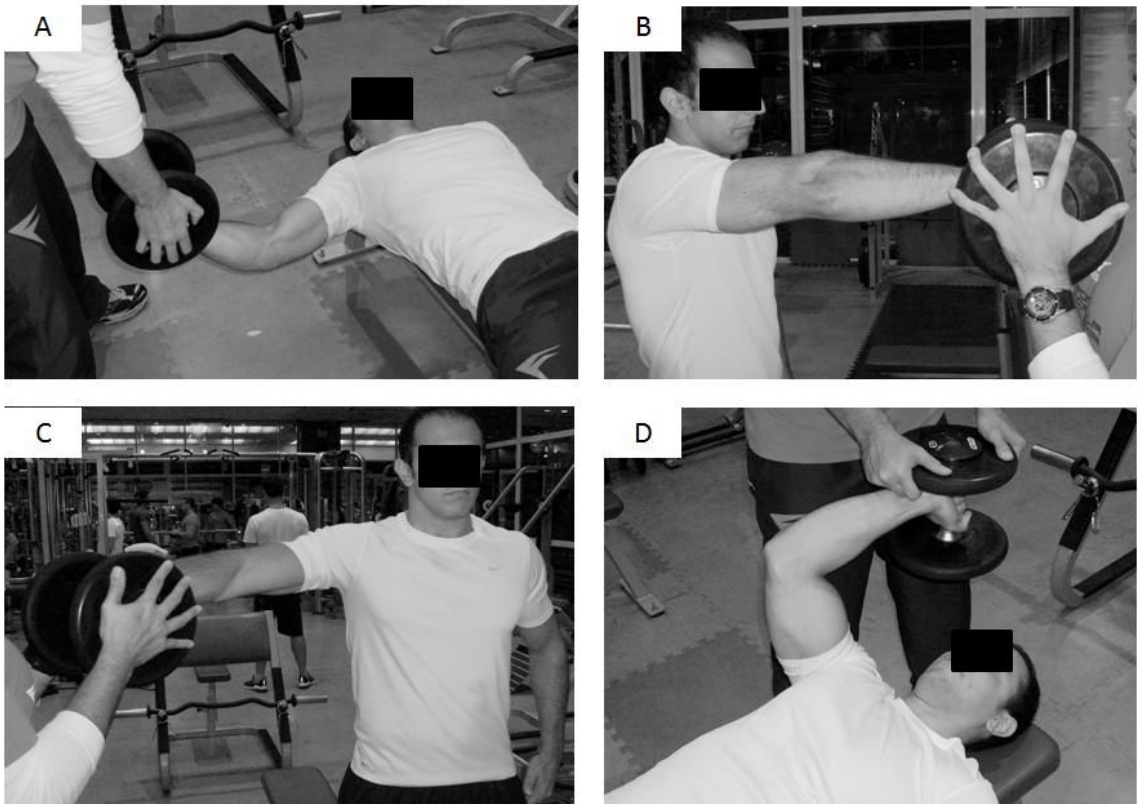

FIGURA 9 – Posturas adotadas para a aquisição da CVIM, sendo (A) CVIM para PME e PMC; (B) CVIM para DA; (C) CVIM para DM e (d) CVIM para TBL.

4.4.2 Dados Cinemáticos

Os dados cinemáticos foram registrados para todos os exercícios por meio de uma câmera fixa a um tripé posicionado da seguinte maneira: no supino regular e no crucifixo regular ficou no plano transversal no sentido cefalo-caudal; no desenvolvimento pela frente e na elevação lateral ficou no plano frontal no sentido postero-anterior; no tríceps supino e no tríceps testa ficou no plano sagital no sentido latero-lateral. O procedimento para calibração

foi viabilizado por meio de um quadro de dimensões 1 x 1 metro conforme ilustra a figura 10. O registro de cada movimento de cada exercício foi conseguido, a partir da marcação, em cada sujeito, dos processos acromiais, dos centros articulares dos cotovelos, dos punhos, antebraços, da barra e do banco como ponto fixo de referência, com os quais se analisou os deslocamentos lineares verticais do implemento. Análise cinemática dos movimentos foi realizada para a caracterização qualitativa do deslocamento ocorrido durante o gesto e identificação das fases ascendente e descendente dos exercícios para posterior sincronização dos dados EMG.

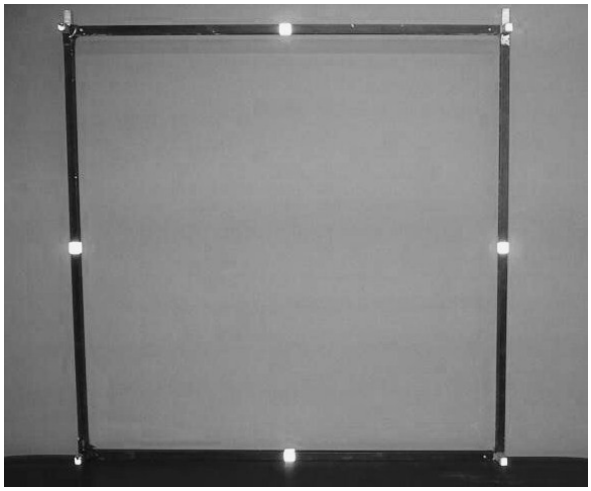

FIGURA 10 – Quadro para calibração do sistema de aquisição de Cinemetria.

Os dados cinemáticos foram registrados por meio do sistema Peak Motus. Esse sistema é um dos instrumentos da cinemetria que permite registrar o posicionamento e deslocamento dos segmentos corporais em fases distintas do movimento, a partir da marcação dos pontos articulares de interesse. Ele é composto por uma câmera digital (Panasonic, modelo PV-GS50S), com capacidade de aquisição de 60 Hz, e por um software de leitura e tratamento de imagens *Peak Motus 8.0* desenvolvido pela *Peak Performance Technologies, Inc.* Este último permitiu a aquisição e armazenamento dos parâmetros cinemáticos para posterior digitalização e análise dos dados.

4.4.3 Sincronização dos dados EMG e Cinemáticos

Para obtenção das informações sincronizadas entre os sistemas de cinemetria e o de EMG, utilizou-se um sistema de sincronização desenvolvido pela Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA. Este, por sua vez, é acionado por intermédio de um *trigger* o qual envia sinais simultâneos para os sistemas em funcionamento. Para o sistema EMG 1000 é enviando um sinal pico a pico pré-programado de acordo com a faixa de entrada do conversor A/D. A primeira amostra deste sinal pico a pico será utilizada como identificadora do acionamento do *trigger.* Para o sistema Peak Motus são enviados dois sinais simultâneos. Um sinal luminoso por meio de três LEDs e um sinal sonoro de onda quadrada na freqüência de 512Hz. Desse modo, quando o sincronizador de vídeo é acionado dentro do campo de captação de imagem da câmera os LEDs são gravados, permitindo que se identifique rapidamente o primeiro ponto de informação no computador. Como o sistema Peak Motus também registra sinais sonoros, a precisão do procedimento de sincronização pode ser maximizada. Isto é possível porque a captação de imagem da câmera opera a 60Hz e a captação sonora permite que o sinal de 512Hz emitido pela unidade de sincronização também seja captado. Dessa maneira, para cada quadro de imagem existe associado um sinal com captação cerca de 8,53 vezes maior. E este sinal, por sua vez, é que será utilizado como identificador do primeiro quadro de acionamento do *trigger.* O *trigger* foi acionado no início e no final da execução de cada exercício.

Após a aquisição separadamente pelos sistemas EMG 1000 e Peak Motus dos dados, a interpolação destes foi feita utilizando o programa Matlab 6.5 Mathworks Inc. Também por meio de rotinas desenvolvidas neste ambiente (ANEXO 2), foram feitos a normalização, o cálculo do valor RMS e o calculo da freqüência mediana dos dados EMG.

4.5 Tratamento estatístico

Todo o tratamento estatístico foi realizado com a utilização do software SPSS 15.0. Após a análise descritiva foi aplicado o teste de Klomogorov-Smirnov para testar a aderência dos dados à curva normal. Como os dados não apresentaram aderência à normal, foi conduzido o tratamento não paramétrico.

Sendo assim, foi aplicado o teste de Wilcoxon para estabelecer a comparação entre os protocolos. Como dado de saída foi utilizada a mediana (*Md*). Para a variável RMS foram utilizados os dados de todas as repetições das três séries obtendo um valor que representou a ativação de um determinado músculo em um determinado exercício para cada protocolo. Já para a variável Freqüência mediana foram realizadas comparações série a série, ou seja, série 1 do protocolo 1 com série 1 do protocolo 2 e assim por diante, objetivando averiguar o comportamento desta variável no decorrer da sessão de treinamento.

5. RESULTADOS

5.1 Efeito da ordem de exercícios no desempenho

Foram obtidos resultados referentes ao desempenho dos voluntários, variável está medida com base no número de repetições realizados em média a cada série com uma mesma carga relativa nos diferentes protocolos. Tal análise se torna relevante à medida que se o numero de repetições máximas executado por um voluntário diferir entre os protocolos, entende-se que de alguma maneira a ordem dos exercícios afetou o desempenho final. Isso pelo fato de que a intensidade relativa empregada nos dois protocolos foi a mesma e, desta forma, seria possível executar o mesmo volume nas duas condições. Tais dados podem ser visualizados na tabela 2.

TABELA 2 – Média e desvio padrão da carga máxima encontrada para 8RMem cada exercício e número de repetições realizadas em cada série de cada exercício sendo: SH (supino horizontal), CH (crucifixo horizontal, DF (desenvolvimento pela frente), EL (elevação lateral), TS (tríceps supino) e TT (tríceps testa). N = 9 totalizando 27 tentativas para cada exercício.

Exercício	***Carga (kg)***	***Desempenho (repetições/série)***	
		P1	P2
SH	91,71 ± 12,08	8,0 ± 0,0	5,9 ± 1,9
CH	26,71 ± 4,19	8,0 ± 0,0	8,0 ± 0,0
DF	48,00 ± 2,65	8,0 ± 0,0	7,6 ± 0,7
EL	13,86 ± 2,04	8,0 ± 0,0	8,0 ± 0,0
TS	67,14 ± 13,90	8,0 ± 0,0	8,0 ± 0,0
TT	43,14 ± 12,27	8,0 ± 0,0	8,0 ± 0,0

5.2 Caracterização do padrão temporal de ativação muscular

Para a análise da coordenação e comportamento temporal da ativação muscular durante os exercícios, foram utilizados os tratamentos matemáticos denominados envoltório linear e RMS. Os gráficos que ilustram os dados referentes à média dos envoltórios lineares representados pelo ciclo total de movimento e para cada protocolo estão demonstrados nas figuras 11, 12, 13, 14, 15 e 16. Para que fosse possível a interpretação dos dados foi estabelecida uma faixa percentual de 20 a 80% da CVIM como parâmetro para considerar que um determinado músculo esteve ativo ou não. Como o objetivo deste estudo foi determinar o efeito da ordem de exercícios, na seqüência estão os dados médios do envoltório linear sem os valores de desvio padrão e com as curvas referentes aos dois protocolos sobrepostas visando uma melhor identificação das possíveis alterações no padrão de ativação muscular decorrentes da manipulação da ordem de exercícios. Os dados separados de cada protocolo contendo a média e o desvio padrão estão contidos no anexo 2.

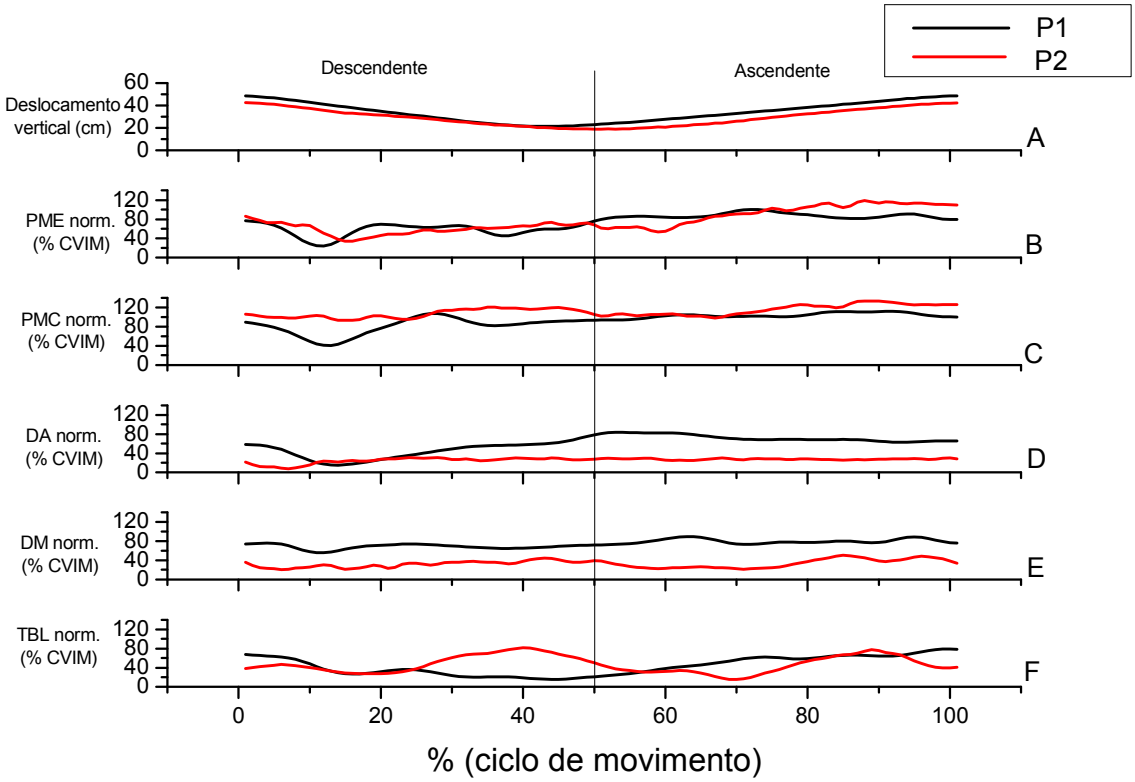

FIGURA 11 – Média do Envoltório linear do sinal EMG normalizado (% CVIM) sendo (A) deslocamento vertical da barra, (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Supino Horizontal.

Pode-se observar na figura 11, que em grande parte do ciclo de movimento os músculos monitorados permanecem ativos acima de 20% da CVIM. Os músculos PME e PMC apresentaram, em ambos os protocolos, níveis altos de ativação com valores RMS superiores a 97,83% e 93,39% da CVIM respectivamente, o que confere a efetividade deste exercício para o trabalho destes grupamentos musculares. Os músculos DA e TBL apresentaram níveis de ativação acima de 74,13% e 77,37% da CVIM respectivamente, afirmando sua importância, mesmo que de forma secundária, na realização deste exercício. Vale salientar que a ordem dos exercícios aparentemente não alterou o comportamento temporal de ativação.

De acordo com os dados apresentados na figura 12, durante o exercício CH os músculos PME e PMC ficaram ativos acima de 20% da CVIM por

aproximadamente 85% do ciclo, apresentando valores superiores a 82,94% e 57,34% da CVIM respectivamente. O DA demonstrou atividade semelhante a apresentada pelos músculos peitorais durante a fase ascendente do ciclo de movimento apresentando níveis de ativação superiores a 66,4% da CVIM. Aparentemente os músculos PME, PMC e DA apresentam bons níveis de atividade durante o exercício CH ainda que inferiores aos observados na execução do exercício SH. Já os músculos DM e TBL permaneceram pouco ativos durante todo o ciclo. Novamente o padrão temporal de ativação aparentemente não sofreu alteração em conseqüência da mudança na ordem dos exercícios.

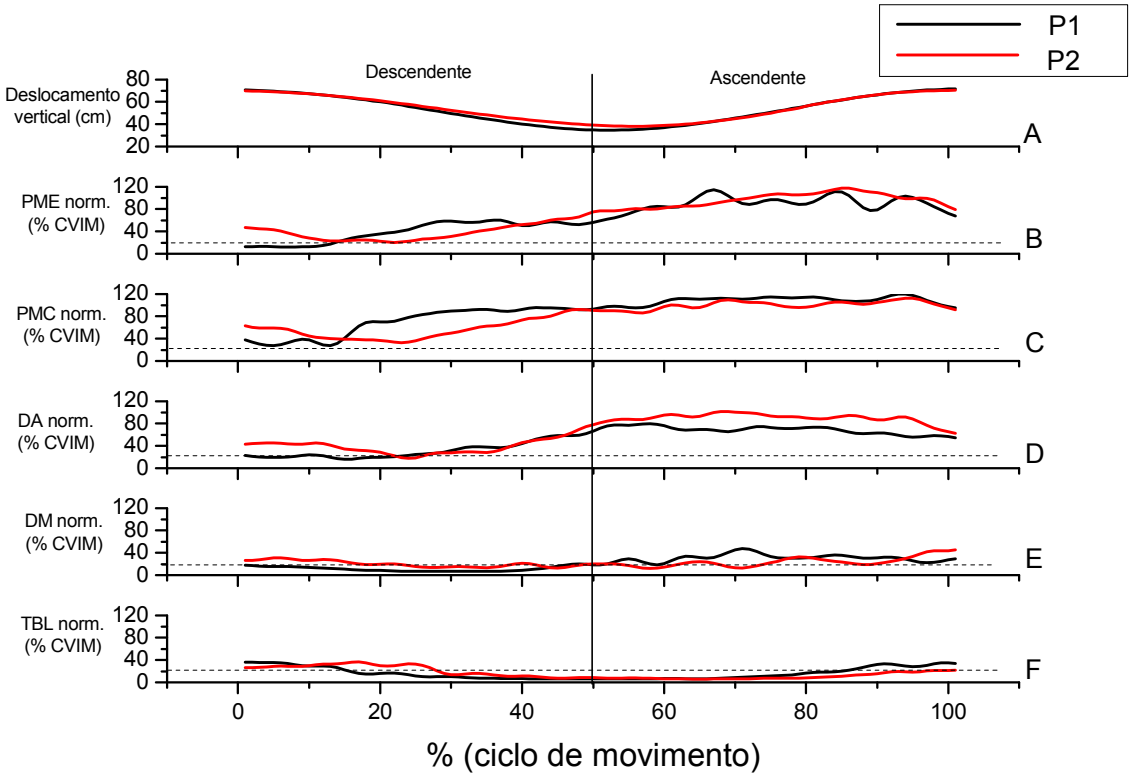

FIGURA 12 – Média do Envoltório linear do sinal EMG normalizado (% CVIM) sendo (A) deslocamento vertical do halter, (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Crucifixo Horizontal.

No exercício DF (figura 13) nota-se a ativação dos músculos PMC, DA e DM durante praticamente 100% do ciclo de movimento, evidenciando, desta maneira, a efetividade deste exercício para o trabalho destes músculos. Os músculos PME e TBL permaneceram pouco ativos durante todo o ciclo de movimento.

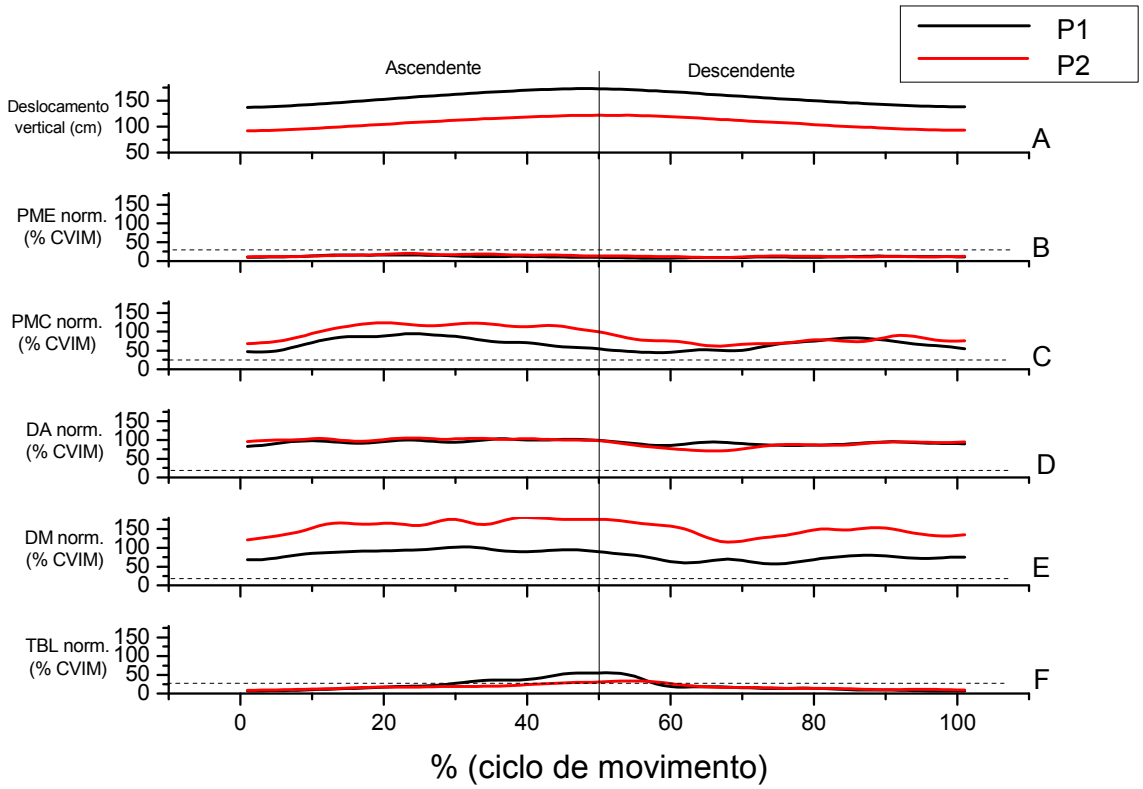

FIGURA 13 – Média do Envoltório linear do sinal EMG normalizado (% CVIM) sendo (A) deslocamento vertical da barra, (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Desenvolvimento pela frente.

Fica evidente a ativação dos músculos DA e DM durante praticamente todo o ciclo de movimento do exercício EL, como pode ser observado na figura 14. Isto afirma a eficiência deste exercício para o trabalho do grupamento deltóide. Os músculos PME, PMC e TBL não estiveram ativos durante este exercício.

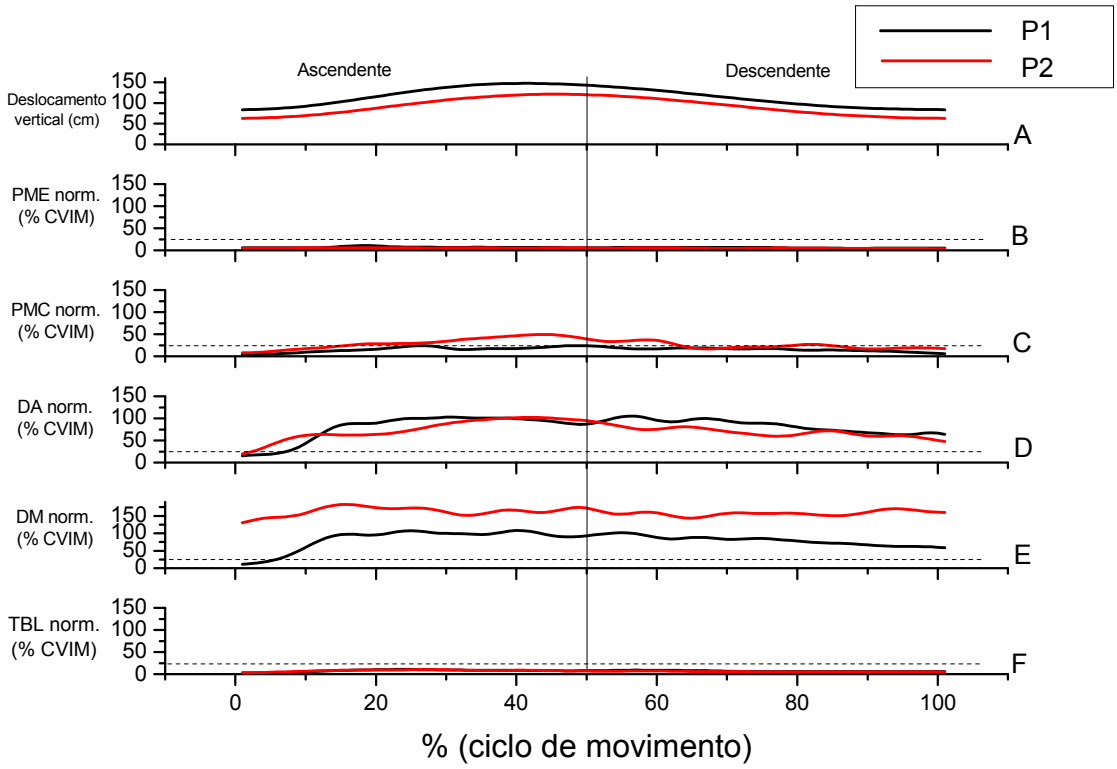

FIGURA 14 - Média do Envoltório linear do sinal EMG normalizado (% CVIM) sendo (A) deslocamento vertical do halter, (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Elevação lateral.

Na figura 15, pode-se ver o comportamento temporal da atividade muscular durante o exercício TS. Os músculos PME e PMC estiveram ativos em todo o ciclo de movimento evidenciando que, embora este exercício seja utilizado na prática para o trabalho do músculo TBL, pode também ser um bom exercício para o trabalho dos grupamentos peitorais, tendo em vista que os valores referentes à intensidade de ativação muscular obtidos durante este exercício foram superiores a 75,09% e 84,41% da CVIM para o PME e o PMC respectivamente. O músculo DM permaneceu pouco ativo durante todo o ciclo de movimento enquanto os músculos DA e TBL apresentaram atividade até 10% do ciclo e após 60% do ciclo, já na fase ascendente.

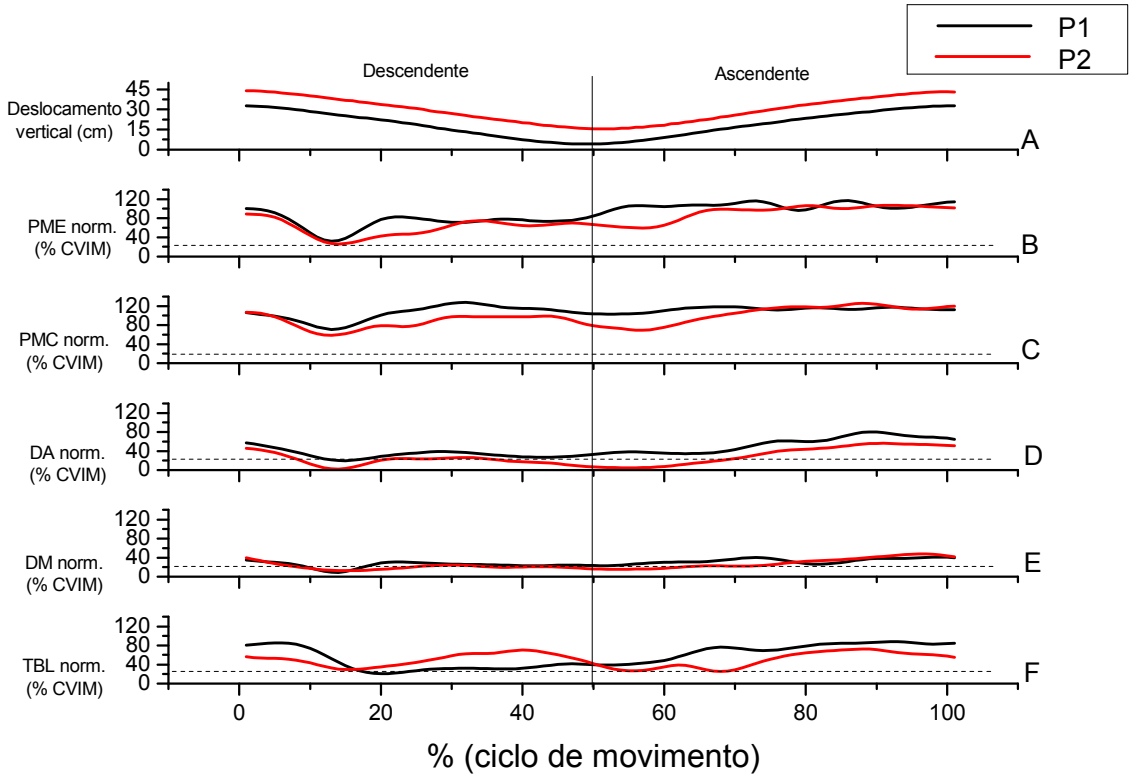

FIGURA 15 – Média do Envoltório linear do sinal EMG normalizado (% CVIM) sendo (A) deslocamento vertical da barra, (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Tríceps supino.

Ao se analisar os dados referentes ao exercício TT (figura 16), pode-se notar que os músculos PME e PMC estiveram ativos durante todo o ciclo de movimento. O músculo DA apresentou-se ativo principalmente na fase ascendente do ciclo e o músculo DM demonstrou pouca atividade durante todo o ciclo de movimento. Já o músculo TBL, que seria o foco de trabalho com o uso deste exercício, apresentou atividade a partir de 30% do ciclo mantendo-se ativo desde o final da fase descendente até o final do ciclo além de apresentar níveis de atividade muscular acima de 83,51% da CVIM em ambos os protocolos, demonstrando, desta forma, a validade do uso deste exercício para o treinamento do TBL.

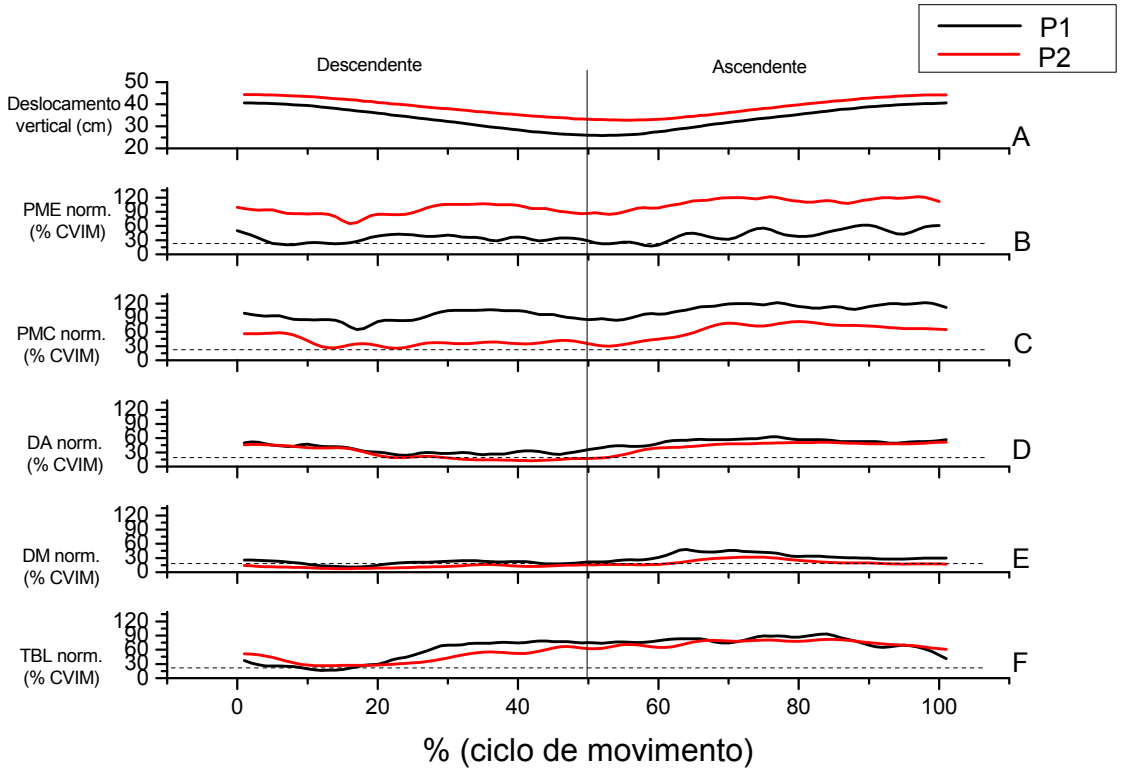

FIGURA 16 – Média do Envoltório linear do sinal EMG normalizado (% CVIM) sendo (A) deslocamento vertical da barra, (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Tríceps testa.

De maneira geral, ao analisar o efeito da ordem de exercícios no padrão temporal de ativação, fica evidente que não ocorrem alterações importantes quanto ao inicio da atividade muscular e sincronia intermuscular.

5.3 Efeito da ordem de exercícios na intensidade de ativação muscular

No tocante a Intensidade de ativação a variável analisada foi o valor RMS normalizado pela CVIM. Uma apresentação descritiva, envolvendo o valor médio e desvio padrão, destes dados pode ser observada nas tabelas 3, 4 e 5, Os exercícios foram agrupados por finalidade, sendo que, exercícios que são utilizados na prática com a finalidade de trabalhar um mesmo músculo foram apresentados na mesma tabela.

TABELA 3 – Média ($\bar{x}$) e desvio padrão (DP) do valor RMS do sinal eletromiográfico normalizado pela CVIM de todos os músculos analisados, nos exercícios SH e CH durante os dois protocolos experimentais.

	SH		**CH**	
	P1	P2	P1	P2
PME	102,57 ± 29,52	102,73 ± 13,37	97,22 ± 36,25	81,62 ± 18,64
PMC	88,92 ± 23,59	94,04 ± 24,28	79,56 ± 26,98	65,67 ± 27,81
DA	76,81 ± 24,33	91,33 ± 18,12	68,35 ± 24,97	73,28 ± 22,34
DM	40,58 ± 28,06	35,76 ± 21,63	25,43 ± 13,68	24,17 ± 12,98
TBL	83,72 ± 42,99	84,95 ± 25,34	36,72 ± 25,40	46,72 ± 21,20

TABELA 4 – Média ($\bar{x}$) e desvio padrão (DP) do valor RMS do sinal eletromiográfico normalizado pela CVIM de todos os músculos analisados, nos exercícios DF e EL durante os dois protocolos experimentais.

	DF		**EL**	
	P1	P2	P1	P2
PME	29,94 ± 37,48	17,09 ± 8,74	15,23 ± 21,22	11,22 ± 15,61
PMC	65,25 ± 30,98	64,84 ± 39,20	32,36 ± 18,44	25,67 ± 23,31
DA	93,64 ± 13,86	92,48 ± 9,43	86,14 ± 15,32	81,48 ± 20,93
DM	91,18 ± 29,02	79,78 ± 14,66	92,45 ± 29,15	72,00 ± 20,69
TBL	59,48 ± 22,50	40,31 ± 23,83	21,28 ± 20,72	12,04 ± 10,15

TABELA 5 – Média ($\bar{x}$) e desvio padrão (DP) do valor RMS do sinal eletromiográfico normalizado pela CVIM de todos os músculos analisados, nos exercícios TS e TT durante os dois protocolos experimentais.

	TS		**TT**	
	P1	P2	P1	P2
PME	71,63 ± 29,60	98,08 ± 17,61	74,60 ± 33,47	66,71 ± 20,21
PMC	81,12 ± 29,10	85,08 ± 29,50	77,64 ± 29,31	48,54 ± 30,06
DA	72,36 ± 26,15	81,49 ± 16,73	61,48 ± 28,33	38,47 ± 28,55
DM	31,49 ± 18,96	28,72 ± 12,51	26,64 ± 13,69	21,09 ± 12,75
TBL	80,76 ± 21,11	76,33 ± 24,59	83,45 ± 23,01	79,97 ± 21,38

Quanto à análise inferencial, os dados estão representados pelo valor da mediana, isto devido a distribuição dos dados não ser normal e, conseqüentemente, a aplicação de testes estatísticos não-paramétricos. Nas tabelas 6, 7 e 8, tais dados podem ser visualizados assim como as comparações entre os protocolos experimentais apresentando suas possíveis diferenças.

TABELA 6 – Mediana (*Md*) do valor RMS do sinal eletromiográfico normalizado pela CVIM de todos os músculos analisados, nos exercícios SH e CH durante os dois protocolos experimentais. * *diferença significativa ($p \leq 0,05$)*

	SH		**CH**	
	P1	P2	P1	P2
PME	97,83 *	102,83 *	97,45 *	82,94 *
PMC	93,39 *	100,52 *	76,69 *	57,34 *
DA	74,13 *	93,78 *	66,40	77,69
DM	31,21 *	30,21 *	24,75	20,62
TBL	77,37 *	90,17 *	31,39 *	48,32 *

TABELA 7 – Mediana (*Md*) do valor RMS do sinal eletromiográfico normalizado pela CVIM de todos os músculos analisados, nos exercícios DF e EL durante os dois protocolos experimentais. * *diferença significativa (p ≤ 0,05)*

	DF		**EL**	
	P1	P2	P1	P2
PME	16,41	16,61	9,82 *	6,71 *
PMC	69,35	65,47	29,8 *	17,1 *
DA	95,20	93,50	88,76	81,53
DM	92,58 *	82,82 *	95,45 *	75,62 *
TBL	59,79 *	35,17 *	12,15 *	8,82 *

TABELA 8 – Mediana (*Md*) do valor RMS do sinal eletromiográfico normalizado pela CVIM de todos os músculos analisados, nos exercícios TS e TT durante os dois protocolos experimentais. * *diferença significativa (p ≤ 0,05)*

	TS		**TT**	
	P1	P2	P1	P2
PME	75,09 *	95,25 *	78,08 *	62,33 *
PMC	84,41	89,28	79,09 *	39,20 *
DA	74,61 *	84,52 *	62,55 *	27,76 *
DM	24,81 *	25,74 *	25,7 *	17,85 *
TBL	85,38 *	81,81*	83,51	83,67

No exercício SH, o músculo PME apresentou um aumento de 5,8% na magnitude de ativação do P1 para o P2. Para o músculo PMC, o P2 pareceu aumentar a ativação apresentando 7,6% a mais de atividade muscular em relação ao obtido durante o P1. De maneira semelhante, o músculo DA também esteve mais ativo durante o P2 apresentando um aumento de 26,5% em relação à ativação obtida durante o P1. Entretanto o músculo DM apresentou menor magnitude de ativação durante o P2 sendo que, neste protocolo, a ativação foi 3,3% menor em relação à encontrada no P1. Além desta alteração ser pequena e estar associada a baixos níveis de ativação

(31,21% e 30,21% da CVIM para o P1 e o P2 respectivamente), este músculo não é agonista no movimento assumindo um comportamento de ativação diferente do apresentado pelos grupamentos agonistas. Por fim, o músculo TBL esteve mais ativo durante o P2 apresentando um nível de ativação 16,5% maior frente ao observado durante o P1. Pode-se notar que para o exercício SH, houve diferença significativa entre os protocolos para todos os músculos sendo que, exceto para o músculo DM, a ativação muscular observada no P2 foi maior (Figura 17A). Entretanto, cabe discutir a cerca do quanto estas diferenças significativas são realmente significantes no que diz respeito ao controle das variáveis de treinamento e suas aplicações práticas.

Ao analisar o exercício CH, nota-se que o músculo PME esteve mais ativo durante o P1 visto haver ocorrido uma diminuição no nível de ativação de 14,89% do P1 para o P2. Semelhantemente, para o músculo PMC o P1 apresenta uma ativação maior ocorrendo uma diminuição na magnitude de ativação de 25,3% durante o P2 quando comparada com a obtida durante o P1. Para o músculo TBL obteve-se o oposto, ou seja, houve um aumento no nível de ativação de 53,9% durante o P2 em relação ao encontrado no P1. Apesar do aumento expressivo da atividade muscular, o nível da atividade foi muito baixo, partindo de 31,39% da CVIM no P1 para 48,32% durante o P2, o que determina uma pequena participação do músculo TBL no exercício CH, como facilmente visualizado na figura 17B. Os músculos DA e DM não apresentaram diferença de ativação entre os protocolos nesse exercício. Pode-se notar que para o exercício CH, houve diferença significativa e, ao mesmo tempo, significante entre os protocolos somente para PME e PMC sendo que, diferentemente do encontrado no SH, para os músculos peitorais, a atividade em P2 foi menor.

No exercício DF, as diferenças significativas foram encontradas somente para os músculos DM, sendo a atividade durante o P2 10,6% menor se comparada com a obtida durante o P1, e TBL que demonstrou uma diminuição da magnitude de ativação do P1 para o P2 da grandeza de 41,5%, sendo esta diminuição importante, pois partiu de um nível de ativação da ordem de 59,79% da CVIM no P1 para 35,17% durante o P2 (figura 17C). Para os músculos PME, PMC e DA não houve diferença de ativação entre os protocolos nesse exercício. Para os músculos que apresentaram diferença, semelhantemente ao

ocorrido no CH, novamente no P1 a atividade muscular foi maior. Vale destacar que mesmo não apresentando diferenças significativas entre os protocolos, a ativação muscular, principalmente do DA, se mostra em um nível elevado neste exercício estando acima de 93% da CVIM em ambos os protocolos.

Considerando os resultados obtidos durante o exercício EL, pode-se verificar que, para os músculos PME e PMC ocorreu uma diminuição da ativação de 31,7% e 42,7% respectivamente durante o P2. Entretanto, tais alterações são pouco importantes devido ao nível de ativação apresentado por esses músculos ser baixo (abaixo de 30% da CVIM), o que já era esperado por não serem estes os agonistas do movimento. O músculo DM apresentou uma diminuição no P2 na casa de 20,8% em relação ao observado durante o P1. Vale ressaltar que esta diminuição foi importante visto que o nível de ativação durante o P1 foi de 95,45% da CVIM passando para 75,62% da CVIM no P2 (figura 17D). Por fim, para o músculo TBL obteve-se um decréscimo de 27,5% no P2 quando comparado ao P1, porém, o nível de ativação em que esta alteração ocorre fica abaixo de 12,15% da CVIM, tornando-a pouco relevante O músculo DA não apresentou diferenças entre os protocolos, porém demonstrou um alto nível de atividade muscular sendo este da magnitude de 88,76 e 81,53% da CVIM para P1 e P2 respectivamente.

No exercício TS, alisando o músculo PME, nota-se um incremento no nível de atividade muscular de 26,8% no P2 com referencia no nível demonstrado durante o P1. De maneira semelhante, o músculo DA obteve um aumento na magnitude de ativação de 13,2% durante o P2 comparado ao encontrado durante o P1. No caso destes dois músculos, as alterações foram significativas e expressivas tendo em vista que o nível de ativação, em ambos os casos, esteve acima de 75% da CVIM (figura 17E). Para o músculo DM encontrou-se um aumento de 3,7% no P2 em relação ao P1, sendo este pouco importante estando associado a um baixo nível de ativação (24,81 e 25,84% da CVIM para o P1 e o P2 respectivamente). Por fim, o músculo TBL obteve um decréscimo no nível de atividade muscular de 4,2% no P2 quando comparado com o nível encontrado no P1, o que pode ser considerada uma pequena alteração tendo por base o fato de que o nível de atividade mudou de 81,81% da CVIM para 85,38% da CVIM. O músculo PMC não apresentou diferença significativa embora tenha atingido altos níveis de ativação sendo 84,41 e

89,28% da CVIM para P1 e P2 respectivamente, apresentando-se como um importante músculo realização da flexão da articulação glenoumeral durante o exercício TS.

Finalmente no exercício TT observa-se um decréscimo no nível de ativação muscular dos músculos PME, PMC, DA e DM durante o P2 quando comparado aos níveis observados durante o P1. Porém, tais alterações, embora significativas, são pouco expressivas frente à pequena participação destes músculos na realização deste exercício. O músculo TBL não apresentou diferença entre os protocolos embora tenha demonstrado alta atividade (Figura 17F), sendo 83,51 e 83,67% da CVIM para P1 e P2 respectivamente, demonstrando, desta maneira, a sua importância como agonista do movimento de extensão de cotovelos durante o exercício TT.

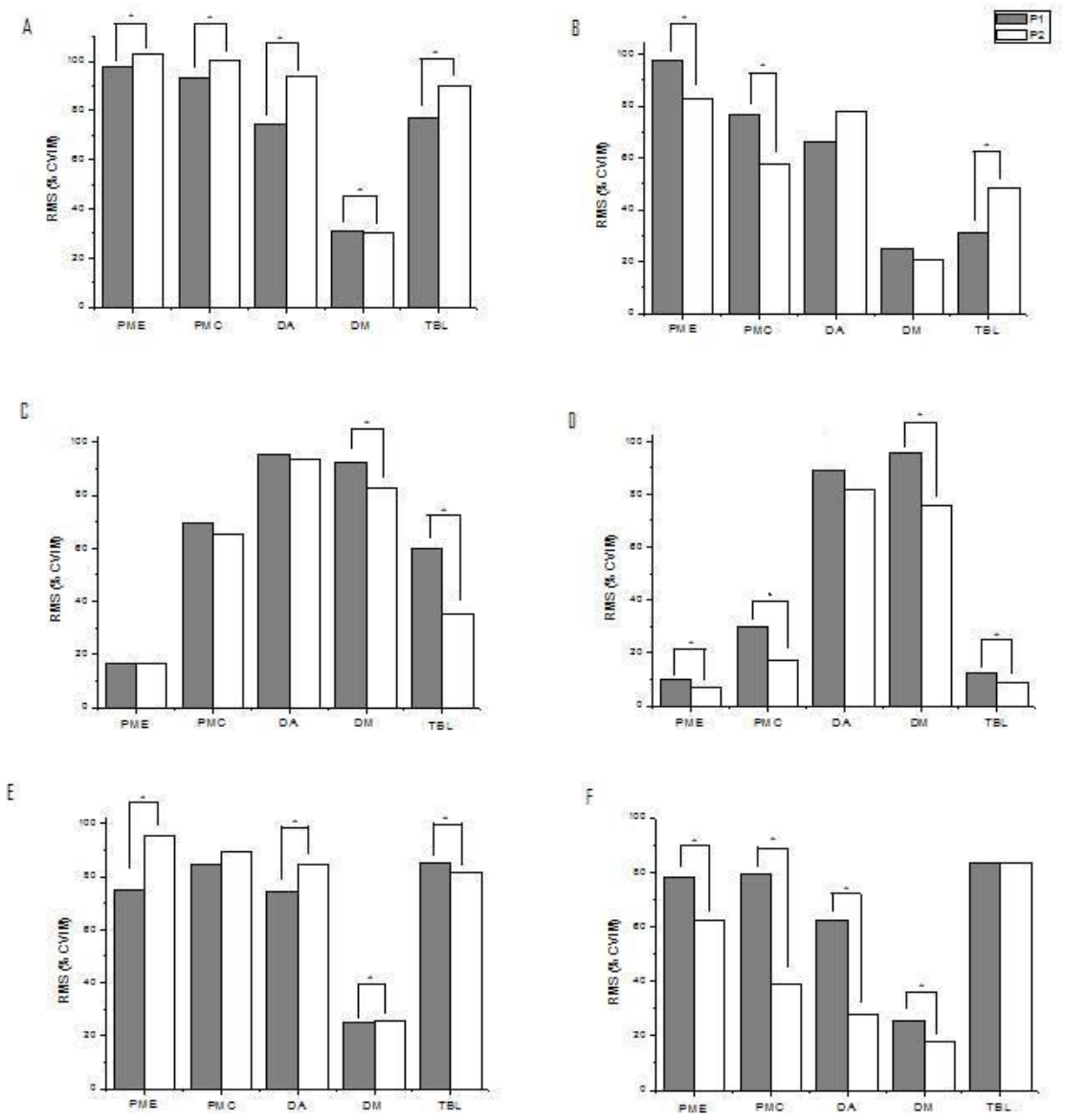

FIGURA 17 – Valor RMS do sinal EMG normalizado pela contração voluntária isométrica máxima (CVIM). Dados referentes às medianas das três séries, considerando a fase ascendente, para cada músculo (PME – peitoral maior esternocostal, PMC peitoral maior clavicular, DA – deltóide anterior, DM – deltóide medial e TBL – tríceps braquial cabeça longa) sendo (A) Supino Horizontal, (B) Crucifixo Horizontal, (C) Desenvolvimento pela frente, (D) Elevação Lateral, (E) Tríceps Supino e (F) Tríceps Testa. A seqüência tradicional (P1) está representada pelas barras escuras e a seqüência invertida (P2) pelas barras claras. * *diferença significativa (p≤0,05).*

5.4 Efeito da ordem de exercícios no comportamento da Freqüência Mediana

Os dados apresentados nas tabelas 9, 10, 11, 12, 13 e 14 representam os valores medianos da freqüência mediana (FM) do sinal eletromiográfico nos dois protocolos experimentais (P1 e P2), para todos os músculos e exercícios estudados, assim como a comparação entre as séries realizadas no P1 e P2 com destaque para as diferenças significativas.

TABELA 9 – Mediana (*Md*) da freqüência mediana do sinal eletromiográfico de todos os músculos analisados em cada série (S1, S2 e S3) durante o exercício SH em cada um dos protocolos experimentais.

	S1		**S2**		**S3**	
	P1	P2	P1	P2	P1	P2
PME	50,78	48,83	51,76	43,95	50,78	113,28
PMC	72,75*	86,91*	71,78*	162,11*	109,86*	158,2*
DA	309,57	346,68	217,77*	244,14*	249,52	279,30
DM	48,34*	52,73*	46,88*	74,22*	46,88*	70,31*
TBL	81,54*	314,45*	87,89*	192,38*	112,80	205,08

**diferença significativa entre P1 e P2 ($p \leq 0,05$)*

TABELA 10 – Mediana (*Md*) da freqüência mediana do sinal eletromiográfico de todos os músculos analisados em cada série (S1, S2 e S3) durante o exercício CH em cada um dos protocolos experimentais.

	S1		**S2**		**S3**	
	P1	P2	P1	P2	P1	P2
PME	46,88	42,97	43,95*	42,97*	47,36*	40,53*
PMC	53,22*	68,36*	97,66*	67,87*	74,71	65,43
DA	100,59	286,13	207,03*	256,34*	244,14	227,05
DM	50,78	47,37	49,80	51,76	49,8*	48,83*
TBL	67,87*	72,75*	85,94	74,71	92,78	90,34

**diferença significativa entre P1 e P2 ($p \leq 0,05$)*

TABELA 11 – Mediana (*Md*) da freqüência mediana do sinal eletromiográfico de todos os músculos analisados em cada série (S1, S2 e S3) durante o exercício DF em cada um dos protocolos experimentais.

	S1		**S2**		**S3**	
	P1	P2	P1	P2	P1	P2
PME	37,11	37,60	37,11	39,06	39,06	38,58
PMC	72,27	69,34	70,8*	80,08*	86,92	75,69
DA	345,22	233,40	307,62	244,14	362,79	244,14
DM	89,36	137,70	85,94*	158,2*	180,67	136,72
TBL	86,42*	76,17*	89,84*	85,94*	81,54	86,92

**diferença significativa entre P1 e P2 ($p \leq 0,05$)*

TABELA 12 – Mediana (*Md*) da freqüência mediana do sinal eletromiográfico de todos os músculos analisados em cada série (S1, S2 e S3) durante o exercício EL em cada um dos protocolos experimentais.

	S1		**S2**		**S3**	
	P1	P2	P1	P2	P1	P2
PME	39,06	33,20	33,2*	38,08*	46,88	41,02
PMC	52,73	70,31	48,83	46,88	49,81	70,31
DA	251,95*	108,4*	254,88*	137,69*	255,37*	211,91*
DM	89,84	143,56	89,84*	158,2*	166,99	143,56
TBL	76,17	61,53	72,76	71,29	82,03	77,15

**diferença significativa entre P1 e P2 ($p \leq 0,05$)*

TABELA 13 – Mediana (*Md*) da freqüência mediana do sinal eletromiográfico de todos os músculos analisados em cada série (S1, S2 e S3) durante o exercício TS em cada um dos protocolos experimentais.

	S1		**S2**		**S3**	
	P1	P2	P1	P2	P1	P2
PME	35,16	41,02	48,83	42,97	53,71	42,48
PMC	62,5*	52,24*	87,41	74,71	94,24*	68,36*
DA	97,65*	123,05*	242,19	236,33	155,76*	198,24*
DM	42,97	42,97	45,41	44,92	44,92	44,44
TBL	208,99	110,36	203,13	175,78	133,30	198,74

**diferença significativa entre P1 e P2 ($p \leq 0,05$)*

TABELA 14 – Mediana (*Md*) da freqüência mediana do sinal eletromiográfico de todos os músculos analisados em cada série (S1, S2 e S3) durante o exercício TT em cada um dos protocolos experimentais.

	S1		**S2**		**S3**	
	P1	P2	P1	P2	P1	P2
PME	51,76*	39,06*	48,82*	36,13*	48,83*	37,11*
PMC	68,84*	48,83*	98,63*	46,88*	117,19*	47,36*
DA	117,67*	43,95*	159,18*	49,80*	121,09*	57,61*
DM	43,95*	44,92*	45,9*	45,41*	46,88	46,88
TBL	91,31*	135,74*	125,49	166,02	125,98*	229,49*

**diferença significativa entre P1 e P2 ($p \leq 0,05$)*

No exercício SH, o PME não apresentou diferença significativa entre o P1 e o P2 (Figura 18A). O músculo PMC apresentou um aumento de 19,4% na FM do P1 para o P2 na S1, de 125,8% do P1 e o P2 na S2 e de 44% do P1 para o P2 na S3 (Figura 18B). O músculo DA apresentou diferença significativa somente na S2 tendo havido um aumento na FM de 12,1% no P2 quando comparado com a encontrada durante o P1 (Figura 18C). Já o músculo DM apresentou diferenças significativas em todas as séries sendo que na S1 obteve-se um aumento na FM de 9,1% do P1 para o P2, na S2 esse aumento foi de 58,3% e na S3 de 49,9% (Figura 18D). Por fim, o músculo TBL apresentou diferenças significativas na S1 sendo observado um aumento de 285,6% no P2 se comparado ao obtido no P1 e na S2 um aumento de 118,8% (Figura 18E). Tais aumentos na FM podem estar relacionados a um aumento na freqüência de disparo das unidades motoras ativas para atender a demanda de força requerida durante o P2.

No exercício CH, o músculo PME apresentou diferenças na S2 demonstrando uma diminuição da FM de 2,3% no P2 quando comparado com a encontrada no P1 e na S3 essa diminuição ocorreu na ordem de 14,5%, alterações estas significativas, mas pouco expressivas (Figura 19A). O PMC apresentou diferenças na S1 sendo, neste caso, um aumento na FM de 28,4%

no P2 em relação ao P1 e na S2 ocorreu um decréscimo da FM de 30,8% no P2 quando comparado com o valor obtido durante o P1 (Figura 19B). O DA apresentou diferenças somente na S2 sendo um aumento na FM de 23,8% no P2 em relação ou encontrado no P1 (Figura 19C). O DM só apresentou diferenças na S3 sendo uma diminuição na FM de 2% no P2 quando comparado ao achado no P1, o que é pouco expressivo (Figura 19D). Finalmente para o músculo TBL houve um incremento na FM na S1 de 7,2% no P2 em relação ao observado no P1 (Figura 19E).

Considerando o exercício DF, nota-se que os músculos PME e DA não apresentaram diferenças significativas entre os protocolos (Figuras 29A e 20C). O PMC apresentou diferenças na S2 sendo um aumento na FM de 13,1% no P2 em relação ao P1 (Figura 20B). O DM apresentou diferenças somente na S2 onde houve um incremento da FM de 84,1% no P2 quando comparado ao observado no P1 (Figura 20D). Por fim, o músculo TBL apresentou diferenças na S1 sendo uma diminuição na FM de 11,9% no P2 em relação ao P1 e na S2 onde ocorreu uma diminuição, pouco importante, da FM de 4,4% no P2 em relação ao observado no P1. Os valores absolutos referentes aos resultados apresentados acima podem ser visualizados na Figura 20E.

No exercício EL, o PME apresentou diferença significativa somente na S2 sendo um incremento na FM de 14,6% no P2 em relação ao P1 (Figura 21A). O DA, um dos agonistas do movimento em questão, apresentou uma diminuição da FM na S1 da ordem de 57% no P2 em relação ao P1, na S2 de 46% e na S3 de 17,1%, o que pode ser entendido como uma tendência de diminuição da FM quando da realização deste exercício na ordem invertida. Esta tendência pode ser identificada na figura 21C. Por fim, o DM, apresentou um aumento na FM somente na S2 sendo este de 76,1% no P2 em relação ao encontrado no P1 (Figura 21D).

Analisando-se o exercício TS, os músculos PME, DM e TBL não apresentaram diferenças significativas entre os protocolos (Figuras 22A, 22D e 22E). O músculo PMC apresentou um decréscimo da FM na S1 da grandeza de 16,5% no P2 quando comparado ao encontrado no P1 e na S3 de 27,5% (Figura 22B). O músculo DA apresentou um aumento na S1 de 26% no P2 em relação ao P1 e na S3 de 27,3% (Figura 22C). Embora tenham ocorrido tais

mudanças, estas são pouco importantes, em virtude de não serem estes músculos (PMC e DA) o foco central do exercício TS.

Finalmente no exercício TT, todos os músculos apresentaram diferenças significativas em pelo menos duas séries. O músculo PME apresentou um decréscimo da FM na S1 de 24,6% no P2 em relação ao obtido durante o P1, na S2 de 26% e na S3 a diminuição foi de 24,1% (Figura 23A). Semelhantemente, o músculo PMC apresentou diminuição da FM na S1 de 29,1% no P2 em relação ao P1, na S2 de 52,5% e na S3 de 59,6% (Figura 22B). Da mesma maneira, o músculo DA apresentou um decréscimo da FM na S1 de 62,7% no P2 em relação ao valor encontrado no P1, na S2 de 68,8% e na S3 de 52,4% (Figura 22C). O músculo DM apresentou um aumento da FM na S1 de 2,2% no P2 em relação ao P1 e na S2 houve uma diminuição da FM de 1,1% no P2 em relação ao P1 (Figura 23D). Todas as alterações citadas aqui, embora significativas, não são significantes para o entendimento do exercício TT, sendo o foco deste o trabalho do músculo TBL. Finalmente, o músculo TBL apresentou um incremento da FM na S1 de 48,6% no P2 quando comparado ao P1 e na S3 de 82,2%, sendo estes aumentos importantes, pois estão associados à ativação de unidades motoras mais rápidas. Isto pode ser explicado pelo fato de, no P2, o exercício TT foi o primeiro a ser realizado sendo pouco provável a presença do processo de fadiga que conduziria o controle motor a utilizar unidades motoras mais lentas com freqüência de disparo menores. Os valores absolutos estão presentes na figura 23E.

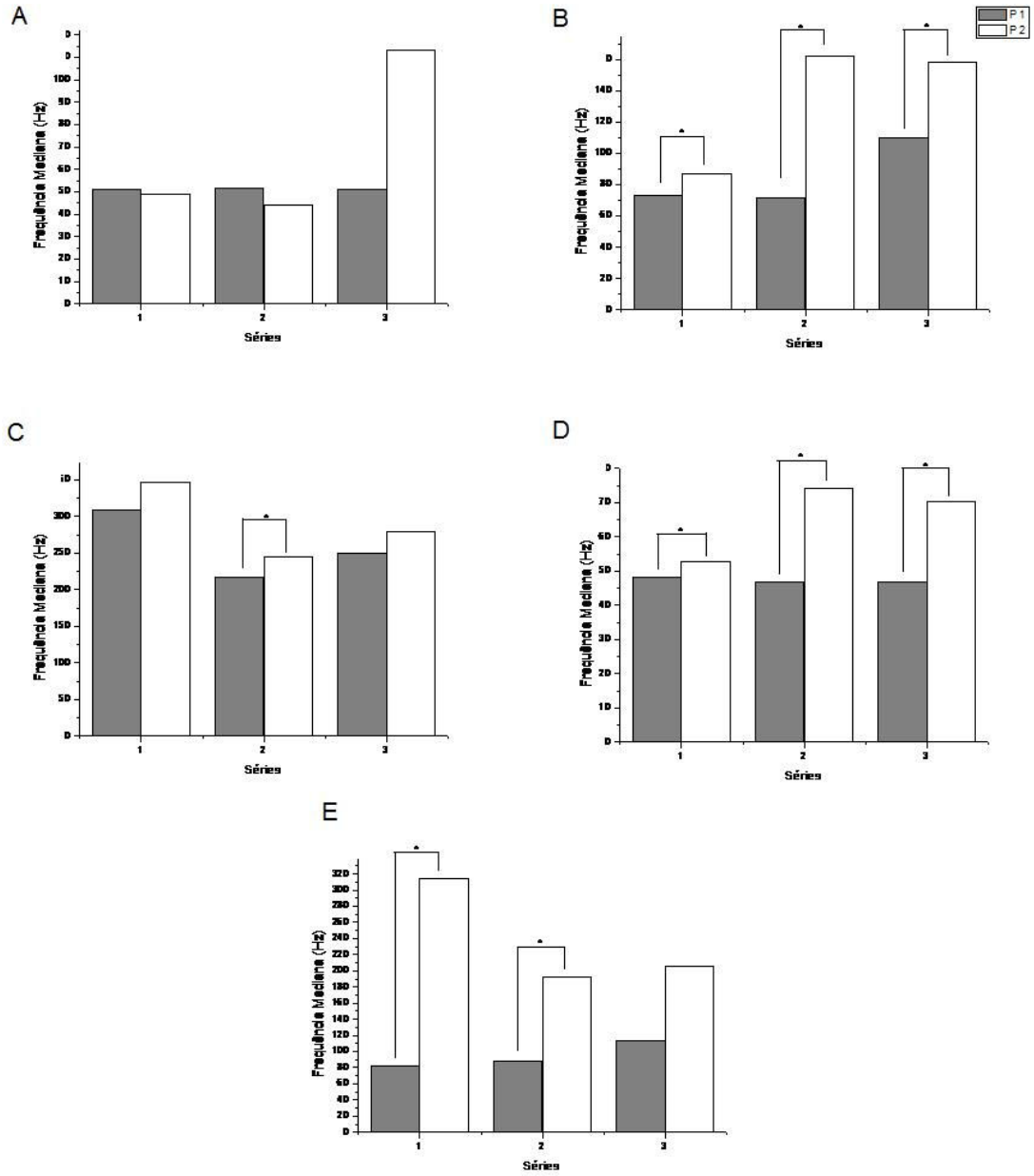

FIGURA 18 – Freqüência Mediana do sinal EMG no exercício SH, comparando P1 (barras escuras) e P2 (barras claras) nas três series, sendo (A) PME, (B) PMC, (C) DA, (D) DM e (E) TBL. * *diferença significativa (p ≤ 0,05)*

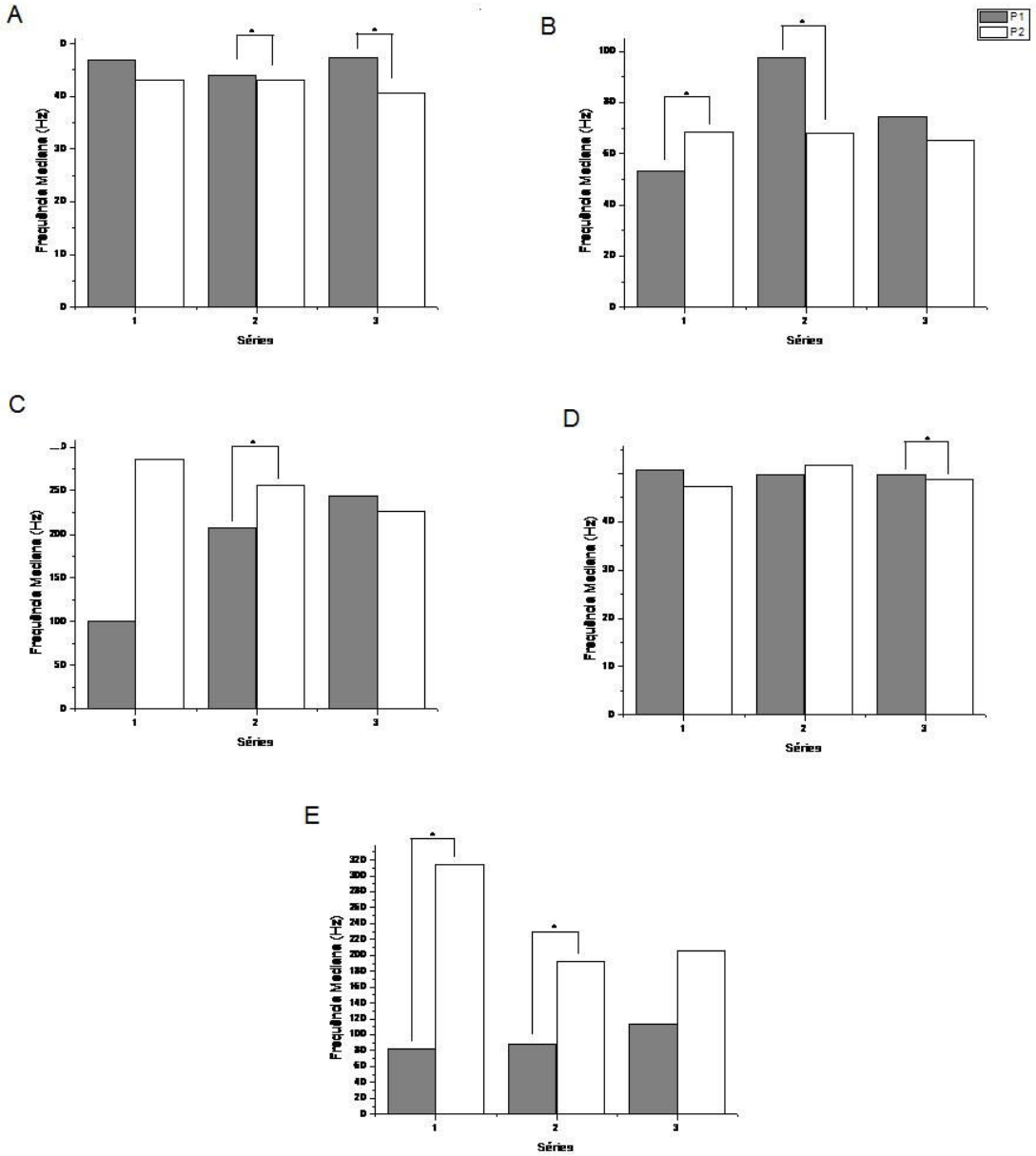

FIGURA 19 – Freqüência Mediana do sinal EMG no exercício CH, comparando P1 (barras escuras) e P2 (barras claras) nas três series, sendo (A) PME, (B) PMC, (C) DA, (D) DM e (E) TBL. * *diferença significativa ($p \leq 0,05$)*

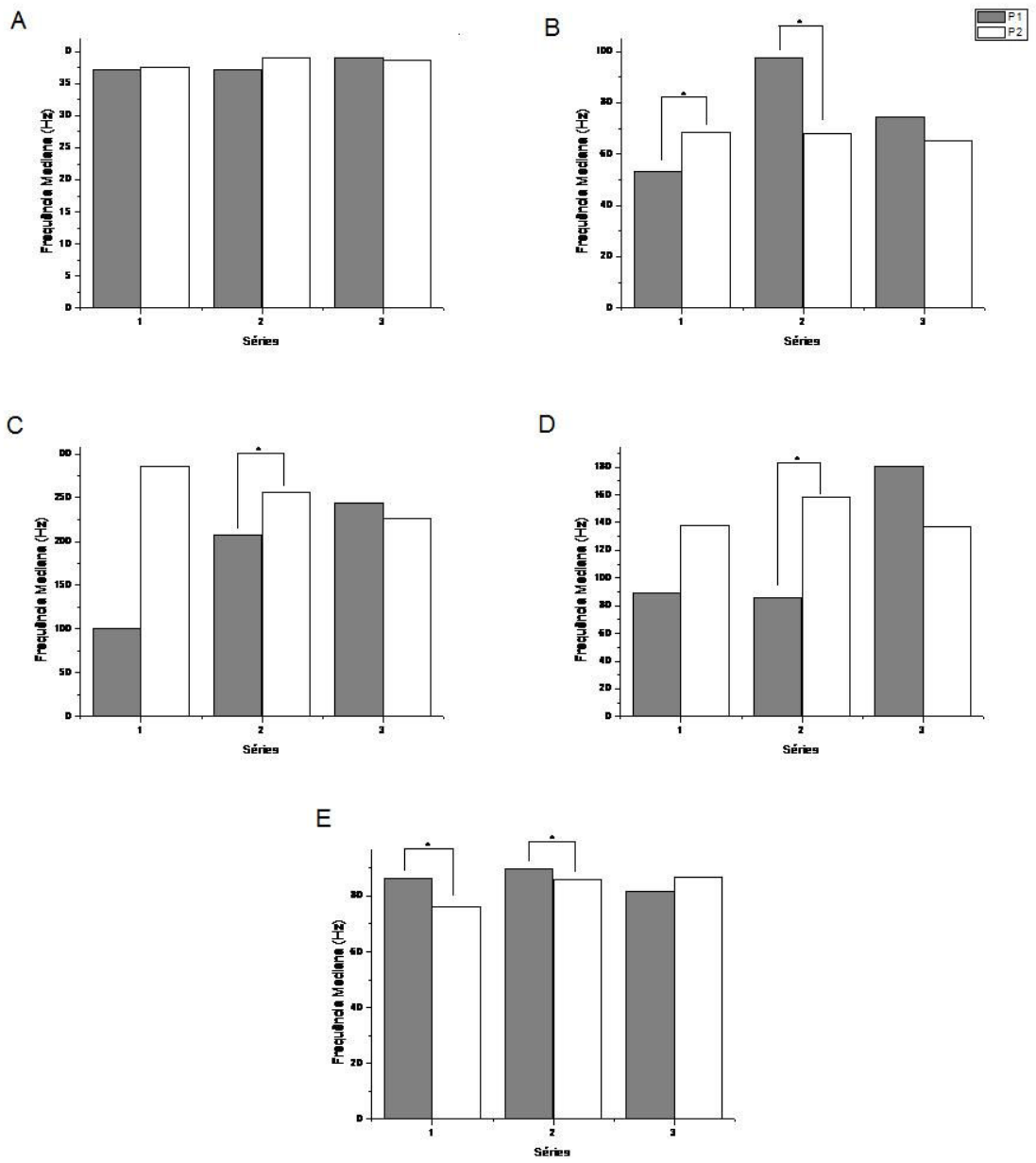

FIGURA 20 – Freqüência Mediana do sinal EMG no exercício DF, comparando P1 (barras escuras) e P2 (barras claras) nas três series, sendo (A) PME, (B) PMC, (C) DA, (D) DM e (E) TBL. * *diferença significativa ($p \leq 0,05$)*

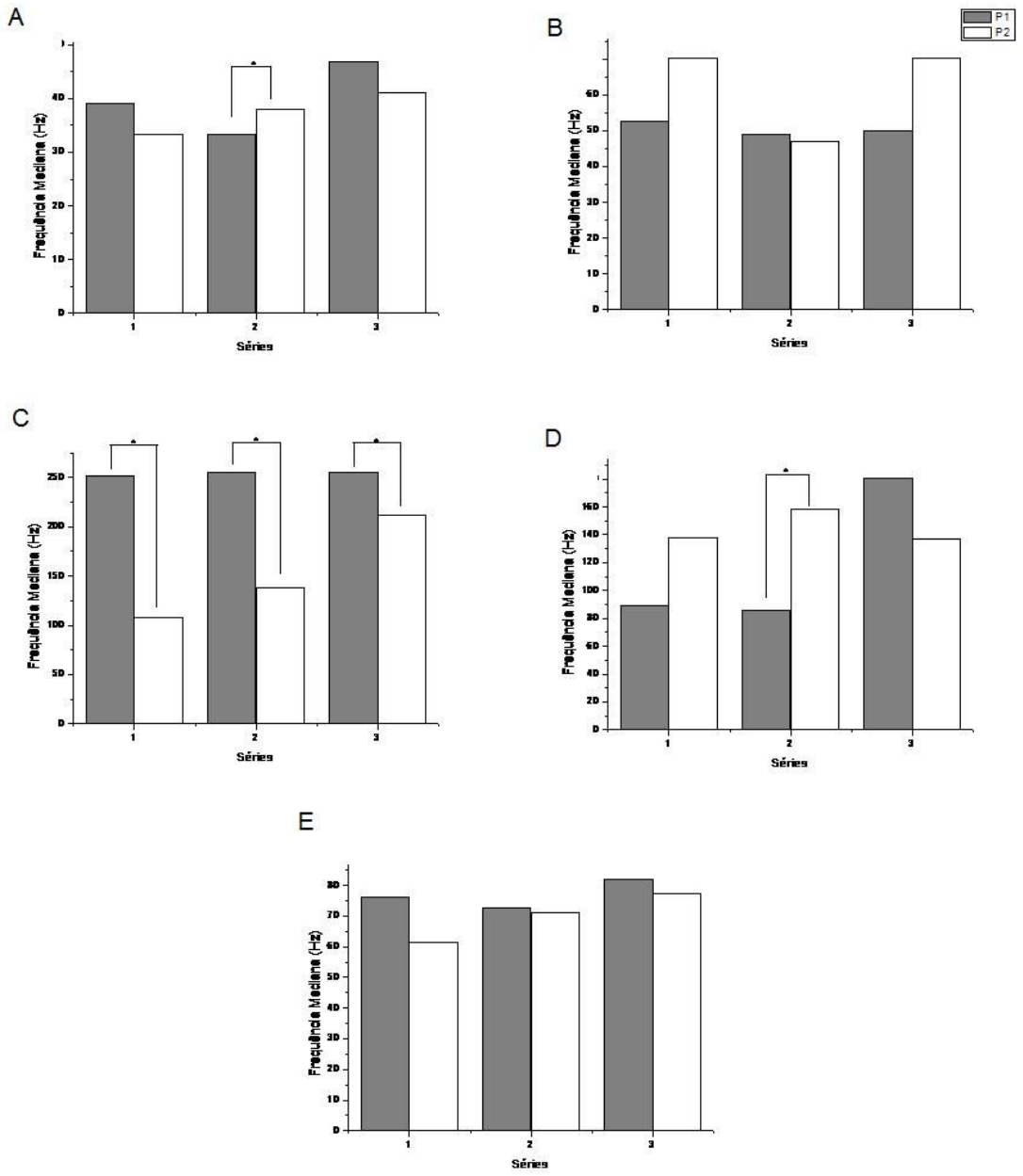

FIGURA 21 – Freqüência Mediana do sinal EMG no exercício EL, comparando P1 (barras escuras) e P2 (barras claras) nas três series, sendo (A) PME, (B) PMC, (C) DA, (D) DM e (E) TBL. * *diferença significativa (p ≤ 0,05)*

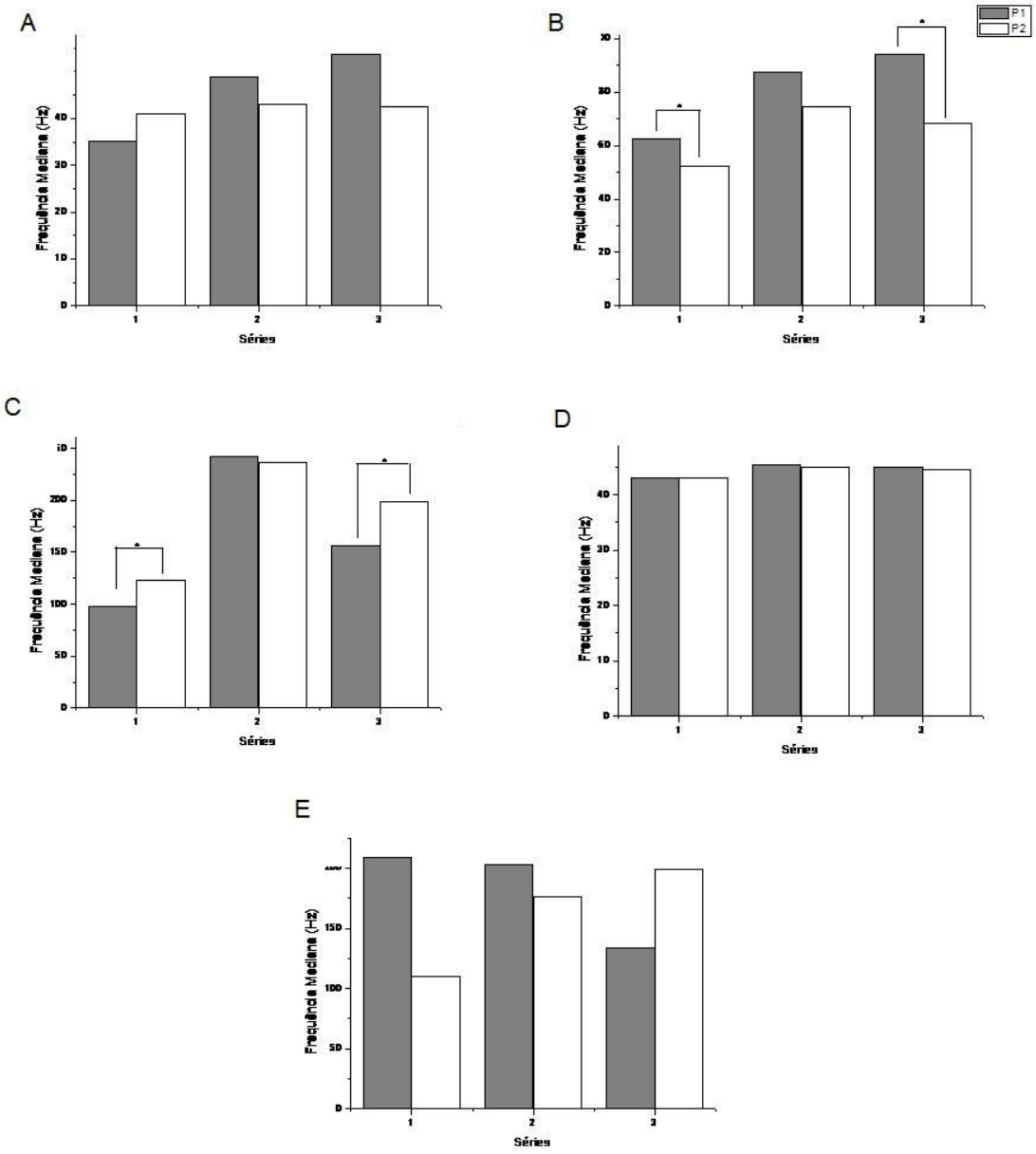

FIGURA 22 – Freqüência Mediana do sinal EMG no exercício TS, comparando P1 (barras escuras) e P2 (barras claras) nas três series, sendo (A) PME, (B) PMC, (C) DA, (D) DM e (E) TBL. * *diferença significativa ($p \leq 0,05$)*

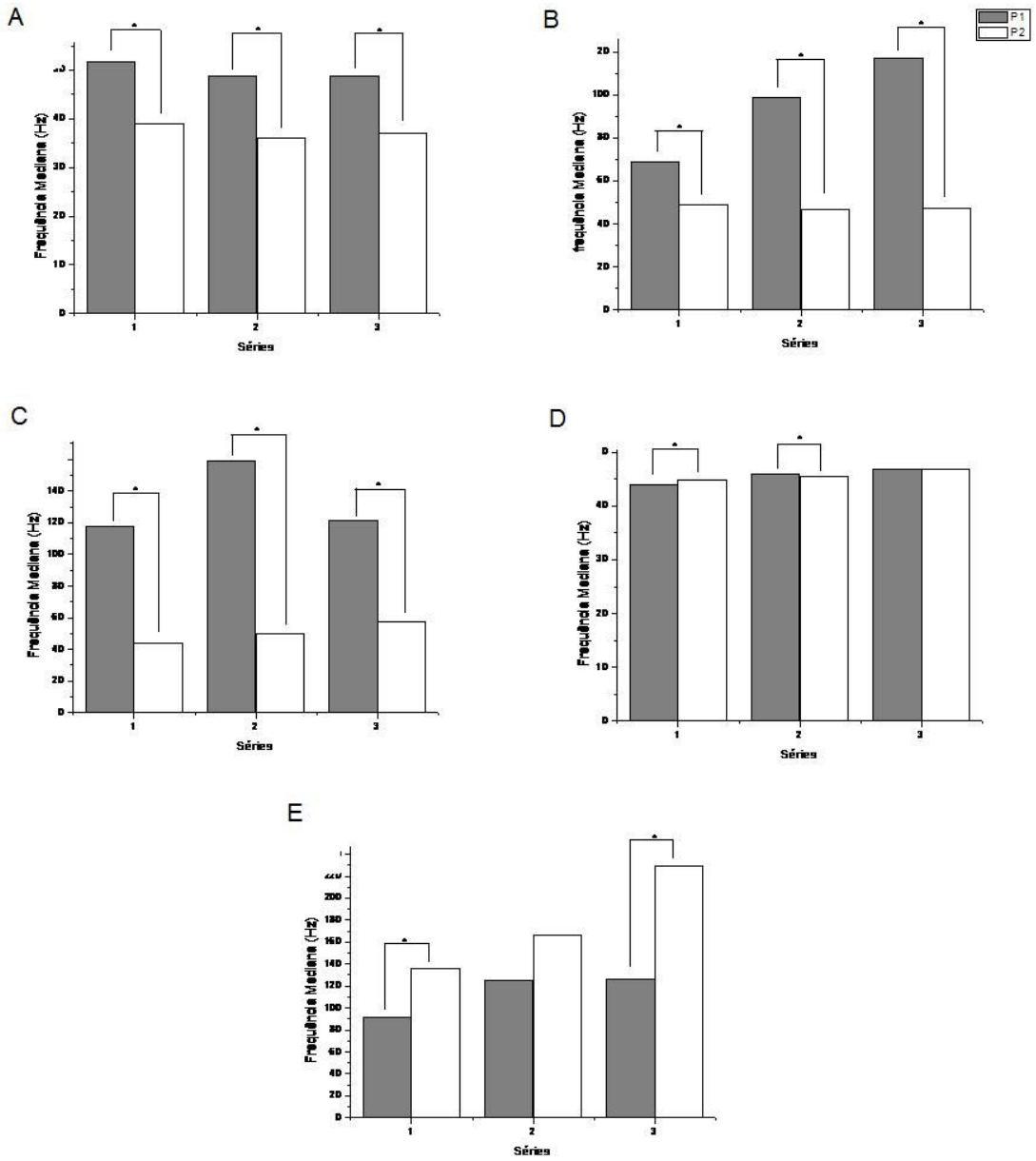

FIGURA 23 – Freqüência Mediana do sinal EMG no exercício TT, comparando P1 (barras escuras) e P2 (barras claras) nas três series, sendo (A) PME, (B) PMC, (C) DA, (D) DM e (E) TBL. * *diferença significativa (p ≤ 0,05)*

Na tabela 15 estão retratados, de forma sumarizada, os principais achados deste experimento no que se refere à influência da ordem dos exercícios no desempenho, e na ativação muscular. As informações desta tabela são referentes ao ocorrido no P2 em relação ao observado durante o P1.

TABELA 15 – Alterações consideradas relevantes para o entendimento do fenômeno. Indicações feitas sobre as alterações de resultados observadas no P2 em relação ao obtido no P1, em decorrência da modificação da ordem de exercícios, sendo (=) sem alteração, (↑) pequeno aumento, (↑↑) grande aumento, (↓) pequena diminuição e (↓↓) grande diminuição.

	Desempenho	RMS	Freqüência Mediana
SH	↓↓	↑PME, ↑PMC, ↑↑DA, ↑↑TBL e ↓↓DM	↑PMC e ↑TBL
CH	=	↓↓PME, ↓↓PMC e ↑TBL	=
DF	↓	↓DM e ↓TBL	=
EL	=	↓DM	↓DA e ↑DM
TS	=	=	=
TT	=	=	↑TBL

6. DISCUSSÃO

O foco principal deste estudo foi comparar a ativação muscular em exercícios de força com a utilização de dois tipos de protocolos experimentais cuja principal diferença foi a ordem de execução dos exercícios. Desta maneira, os resultados obtidos referentes à atividade muscular nesses dois protocolos dão um forte indicativo de como a ordem dos exercícios pode influenciar na atividade eletromiográfica.

Mostra-se extremamente interessante analisar a comparação entre os protocolos em termos de desempenho ou rendimento dos voluntários. Sendo a carga relativa utilizada nos dois protocolos a mesma, e feita a quantificação desta carga de forma randomizada, esperava-se o desempenho de um mesmo volume, ou seja, o numero médio de repetições executadas em cada exercício

deveria ser o mesmo. No entanto o que se obteve como resultado não expressa esta expectativa. Como demonstrado na tabela 3, durante o P1 obteve-se um volume de 8RM em cada exercício. Já durante o P2, observa-se uma diminuição do volume atingido, ou seja, em média os voluntários realizaram um volume menor para uma mesma intensidade. Isso ocorreu para o exercício SH (8,0 ± 0,0 e 5,9 ± 1,9 repetições/série para P1 e P2 respectivamente) e para o exercício DF (8,0 ± 0,0 e 7,6 ± 0,7 repetições/série para P1 e P2 respectivamente). Neste caso pode-se dizer que durante o P2 a dificuldade aumentou proporcionando uma queda de desempenho. Tais dados estão de acordo com os demonstrados pela literatura (SIMÃO *et al*, 2005; SIMÃO *et al*, 2007; MONTEIRO *et al*, 2005; SPREUWENBERG *et al*, 2006) evidenciando que exercícios semelhantes ao SH e o DF, que fazem uso de várias articulações e mobilizam grandes grupos musculares, quando executados no final de uma sessão de treinamento, parecem apresentar um decréscimo no volume desempenhado.

Embora o volume de treinamento aparentemente esteja comprometido com a realização da ordem invertida de exercícios, se faz necessária a análise dos dados referentes à ativação muscular nessa situação para que haja um melhor entendimento e descrição do fenômeno, pois como aparentemente a dificuldade aumentou, podem ocorrer alterações na magnitude da atividade muscular para atender a exigência da tarefa.

No tocante a coordenação muscular e comportamento temporal de ativação muscular, o presente estudo teve como base a análise das curvas de envoltório linear comparando cada exercício nos dois protocolos experimentais. De maneira geral, em todos os exercícios o padrão temporal de ativação muscular se manteve o mesmo em ambos os protocolos. Ou seja, a ordem de exercícios parece não afetar no controle motor que gerencia as tarefas estudadas. Tal fato se torna evidente ao ponto que, qualitativamente, não houve alterações significantes em termos de inicio de atividade muscular no ciclo de movimento e tempo de permanência de ativação entre os dois protocolos, o que indica que o padrão temporal de ativação muscular não sofre efeito algum da ordem de exercícios.

Em termos de magnitude da ativação muscular, com base nos dados referentes ao valor RMS normalizado pela CVIM, pode-se dizer que no

exercício SH, os músculos PME, PMC, DA e TBL demonstraram uma maior atividade durante o P2. Porém, para os músculos PME e PMC, este aumento na ativação foi pouco representativo (5,8% e 7,6% respectivamente) embora significativo. Nesta ocasião, ordem invertida, tal exercício foi executado por último, o que pode ser compreendido como um aumento da ativação muscular decorrente de um maior esforço para vencer a resistência após ter realizado todos os outros cinco exercícios. Tais resultados vão de encontro aos sugeridos na literatura cuja principal característica evidencia a manutenção da atividade muscular em um exercício quando realizado posteriormente a outros (BRENNECKE *et al*, 2009; .GENTIL *et al*, 2007; AUGUSTSSON *et al*, 2003). Como o presente estudo tratou de analisar uma ordem de exercícios, e não somente a influência de executar um exercício monoarticular e logo em seguida um multiarticular (pré-exaustão) como nos estudos acima citados, pode ter sido o diferencial para o surgimento de diferenças, tais como o aumento da ativação dos músculos DA e TBL, na atividade muscular entre os dois protocolos. A quantidade maior de exercícios realizada no presente estudo pode ter pontecializado o aumento no número de unidades motoras recrutadas e o aumento na freqüência de disparo destas, no sentido de atender a uma maior demanda de produção de força. Além disto pode-se levar em conta que o desempenho neste exercício ter caído no P2 demonstra um esforço maior na realização do exercício podendo levar a um aumento na ativação muscular. Desta forma, sendo necessário realizar mais força, o sistema nervoso central faz uso de duas estratégias, que são: aumento do recrutamento de unidades motoras e aumento da freqüência de disparos das unidades motoras. Desta forma, se torna importante atentar para os dados referentes à FM do sinal eletromiográfico. O esperado seria, na hipótese de fadiga muscular, que a amplitude do sinal eletromiográfico aumentasse e/ou que a freqüência mediana diminuísse (De LUCA, 1997). Porém os dados encontrados neste estudo referentes ao comportamento da freqüência mediana no exercício SH, não permitem interpretar o aumento do valor RMS como uma resposta a fadiga, pois a freqüência mediana demonstrou uma tendência de aumento durante o P2 quando comparado ao P1 (tabela 5).

Desta forma, os músculos PME, PMC, DA e TBL, e principalmente para esses dois últimos, parecem ser afetados pela ordem de exercícios durante a

execução do exercício SH. Isto devido ao fato de ocorrer, durante a ordem invertida, um aumento na ativação muscular e na freqüência desse sinal denotando a necessidade de desempenhar mais força, tendo em vista o fato de que estes músculos já foram muito solicitados durante os exercícios TT, TS, EL, DF e CH que precederam o SH durante o P2. Isso acaba por explicar a queda de desempenho nesta condição. Devido a um maior esforço requerido para realizar o SH como ultimo exercício da sessão de treinamento, obteve-se um aumento tanto do número de unidades motoras ativas quanto na freqüência de disparo destas.

Para o exercício CH, as diferenças entre os protocolos foram encontradas para os músculos PME, PMC e TBL. No entanto, somente para o TBL a atividade muscular foi maior no P2, sendo que para os grupamentos peitorais a maior ativação foi encontrada durante o P1 (Tabela 6). Desta forma parece que o exercício CH sofre influência da ordem de exercícios no tocante a intensidade de ativação muscular, sendo que, os músculos agonistas do movimento, PME e PMC, apresentaram níveis de ativação durante o P1 maiores. O músculo TBL sofreu um aumento na ativação durante o P2, fato este que pode estar relacionado com o aumento na necessidade de produzir força. Vale lembrar que nesta condição, já haviam sido realizados quatro exercícios dos quais três demandam alta ativação muscular do TBL. Sendo assim, mesmo não sendo o CH um exercício direcionado para o treinamento do TBL, parece haver um aumento da ativação deste no protocolo invertido em virtude do aumento de unidades motoras ativas decorrente de um aumento na necessidade de produzir força muscular. Neste exercício não ocorreram alterações importantes, em virtude da ordem dos exercícios, em relação ao desempenho, tão pouco em relação a FM.

Já para o exercício DF, foram encontradas diferenças significativas somente para os músculos DM e TBL sendo que, para ambos, a ativação muscular foi maior durante o P1. Como este exercício ficou aproximadamente no meio da ordem, sendo no P1 o terceiro exercício e no P2 o quarto, a quantidade de exercícios que o precede foi semelhante. Desta forma, a possível influência da ordem pode estar relacionada com qual exercício e não a quantidade de exercícios que antecedeu o DF. Sendo assim, pode-se afirmar que para os músculos DM e TBL, realizar o DF após o SH e o CH apresentou

maior ativação muscular do que quando realizado após o TT, o TS e o EL. Para todos os outros músculos analisados não importa quais exercícios precederam o DF, que a ativação muscular foi semelhante. Desta maneira, se torna importante atentar para os dados relativos ao desempenho. Sendo a ativação muscular, neste exercício, pouco influenciada pela ordem dos exercícios, saber que o desempenho no DF foi maior durante o P1, se torna um bom indicativo para determinar a posição do DF dentro de uma seqüência de exercícios. A diminuição do desempenho durante o P2 denota um aumento no esforço demandado nesta condição. Um ajuste que pode ser evidenciado foi em relação à atividade do músculo DM, pois embora tenha diminuído a ativação durante o P2, este músculo teve um aumento na FM (84,1%) o que indica um aumento na freqüência de disparo das unidades motoras ativas em virtude da maior necessidade de produção de força. A utilização desta estratégia de aumento da freqüência de disparo pode ter relação com a diminuição da amplitude do sinal que, por sua vez, é controlada por outro tipo de estratégia para produção de força, o aumento do recrutamento de unidades motoras.

Ao analisar a ativação muscular durante o exercício EL, podem-se encontrar diferenças para os músculos PME, PMC, DM e TBL. Para todos os casos, a ativação muscular foi maior durante o P1. Para os músculos PME e TBL, mesmo havendo diferenças entre os protocolos demonstrando sensibilidade ao efeito da ordem de exercícios, a magnitude da ativação foi tão pequena, em torno de 10% da CVIM, que torna o dado pouco relevante. Já para os músculos PMC e DM, tais diferenças trazem grande evidência no tocante a utilização deste exercício. Fica evidente que realizar o EL posteriormente ao SH, ao CH e ao DF gerou um aumento na ativação muscular para os principais músculos responsáveis pela abdução de ombros quando comparado a realização deste exercício anteriormente aos outros. Pode-se afirmar, desta maneira, que ao fazer uso do exercício EL, que se trata de um dos gestos mais utilizados para o treinamento de deltóides, dentro de uma ordem tradicional de exercícios, parece ser uma boa estratégia para garantir uma boa atividade muscular dos grupamentos agonistas. Esta maior ativação muscular durante o P1 pode estar relacionada ao fato de que os músculos responsáveis pela abdução de ombros também trabalham no SH, CH e DF, podendo gerar fadiga e, por conseqüência, um aumento na amplitude do sinal

eletromiográfico. Entretanto, os dados referentes à FM indicam que o único músculo que apresentou diminuição desta variável foi o DA, o que pode ser um indicativo de fadiga para este músculo, embora não tenha sido observado aumento na amplitude do sinal. Vale ressaltar que embora não averiguada diferença na magnitude de ativação entre os protocolos para o músculo DA, este esteve ativo de maneira significante (acima de 81% da CVIM em ambos os protocolos), fato este que evidencia a efetividade deste exercício para este músculo. De maneira geral, o exercício EL foi pouco afetado pela ordem de exercícios provavelmente por estar inserido praticamente no meio da sessão de treinamento sendo precedido, independentemente do protocolo, por praticamente a mesma quantidade de exercícios.

No exercício TS, foram encontradas diferenças significativas entre os protocolos, quanto a magnitude de ativação, para os músculos PME, DA, DM e TBL sendo que, exceto TBL, todos apresentaram maior atividade no P2. Sendo assim, pode-se dizer que a ativação dos músculos PME, DA e DM foi maior neste exercício quando realizado anteriormente ao SH, CH, DF e EL, pois no P2 o TS foi o segundo exercício a ser realizado. Vale lembrar que este exercício tem sido utilizado na pratica para o trabalho de Tríceps braquial sendo, desta maneira, pouco significante a diferença entre os protocolos experimentais obtidas para os músculos PME, DA e DM. Sendo o TS um exercício utilizado com o intuito de treinar o TBL, parece que realizar uma quantidade grande de exercícios anteriormente a ele acaba por diminuir a atividade muscular do grupamento alvo, o que poderia estar relacionado com a fadiga gerada pelos exercícios anteriores. Porém, não é o que evidencia o dado eletromiográfico, pois nota-se uma diminuição da ativação muscular e uma manutenção da FM tornando insustentável a hipótese de fadiga. Tal constatação pode sugerir que exercícios realizados ao final da sessão de treino, podem alterar o nível de ativação do músculo agonista correspondente.

Ao analisar o exercício TT, nota-se diferença significativa entre os protocolos no tocante a ativação muscular de PME, PM, DA e DM. Dois pontos interessantes acabam por se destacar neste exercício, o que não representa nenhuma importância tendo em vista que tais músculos não são responsáveis pela realização da tarefa em questão. Primeiramente o músculo alvo deste exercício, TBL, não apresentou diferença entre os protocolos. Nota-se que

durante o P1, ordem em que o exercício TT foi o último a ser realizado, a FM foi menor em relação à observada no P2 demonstrando o surgimento do processo de fadiga. Vale salientar que a atividade do TBL foi muito alta (em torno de 85% da CVIM) em ambos os protocolos, validando, desta maneira, o uso deste exercício quando o fim é o trabalho do TBL. O outro ponto que chama a atenção é o fato de músculos estabilizadores do movimento (PME, PMC e DA) apresentarem altos níveis de ativação muscular principalmente se tratando do P1. Provavelmente, por se tratar do último exercício do P1, o esforço para estabilizar uma articulação pode justificar uma atividade muscular tão superior (20,2%, 50,5% e 55,7% respectivamente para os músculos PME, PMC e DA) neste protocolo para estes músculos que cumpriram o papel de estabilizar a articulação glenoumeral, sendo que, no exercício TT o movimento deve se limitar a extensão de cotovelos. Estes três músculos apresentaram valores de FM menores durante o P2. Porém, neste caso parece não haver relação com o surgimento de fadiga e sim meramente a pequena necessidade de produção de força demandada nesta condição para estes músculos.

7. CONCLUSÃO

A ordem invertida definitivamente leva a uma diminuição no desempenho (menor numero de repetições executadas para uma mesma carga relativa) principalmente nos exercícios mais complexos que envolvem mais massa muscular, como é o caso do SH e DF. Portanto, no tocante ao desempenho, a ordem tradicional de exercício parece ser mais indicada principalmente quando a rotina de exercícios envolve exercícios multiarticulares mobilizando grande quantidade de grupamentos musculares.

No que diz respeito ao efeito da ordem na atividade muscular, fica evidente que, na maioria dos exercícios analisados, seus respectivos músculos agonistas apresentaram melhores níveis de ativação muscular durante a ordem tradicional de exercícios. De fato, o problema reside em determinar o quanto este nível mais alto de ativação pode influenciar de maneira benéfica as adaptações ao treinamento.

De forma geral, portanto, pode-se afirmar que não existe uma ordem melhor em termos de ativação muscular para todos os grupos musculares e exercícios utilizados no treinamento de força. O que fica evidente é que

realmente existem diferenças de atividade muscular ao manipular a ordem de exercícios assim como diferenças de desempenho, sendo que, considerando variáveis como o desempenho e a ativação muscular, a ordem tradicional de exercícios parece ser mais indicada. Cabe, desta maneira, ponderar a cerca de quais os objetivos que se pretende atingir com o treinamento de força para que se possa inferir sobre qual a melhor estratégia a tomar no tocante a ordem dos exercícios.

8. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Conhecer as limitações presentes no estudo é de vital importância para o entendimento claro dos resultados obtidos assim como reconhecer quais os limites impostos pelo procedimento experimental no entendimento do fenômeno. Além disto, sabendo onde as lacunas estão se torna mais rica a construção de novos protocolos experimentais para futuras pesquisas. A seguir estão listadas as principais limitações encontradas no presente estudo:

a) Não foi considerada a ordem em que os voluntários costumam realizar suas rotinas de treinamento sendo que, é bem provável que tais indivíduos sigam as recomendações tradicionais de treinamento se aproximando da ordem estabelecida no P1 deste estudo.
b) Pelo fato de existir a possibilidade dos voluntários estarem mais adaptados a ordem tradicional de exercícios, seria relevante a investigação crônica deste fenômeno a fim de verificar se um indivíduo treinado na ordem invertida pode apresentar respostas de ativação muscular diferentes com a manipulação da ordem de exercícios.
c) Normalização do sinal EMG pela CVIM: Observa-se, embora em pequena quantidade, resultados de ativação muscular que excedem o 100% da CVIM. Desta maneira, pode-se discutir a possibilidade de normalizar o sinal com base em outros parâmetros tais como a média ou o pico do sinal EMG.
d) Não foram adquiridos indicadores fisiológicos de fadiga que, somados aos dados referentes à FM do sinal EMG, poderiam ajudar no entendimento do fenômeno.

e) Nem todos os voluntários possuíam a mesma proficiência na execução de todos os exercícios sendo possível que possuíssem níveis de experiência distintos para os diferentes exercícios.

f) Teste de repetições máximas: a carga máxima para 8RM foi determinada no mesmo dia para todos os exercícios sendo que a ordem em que os exercícios foram realizados foi definida por sorteio. Desta maneira, para o exercício que foi sorteado por último, por exemplo, pode-se ter observado uma carga para 8RM menor do que se este exercício tivesse sido avaliado em primeiro lugar. Outro fato a ser considerado é que, se tratando de 8RM, quanto mais séries forem utilizadas para se determinar a carga, maior a chance desta carga estar subestimada devido ao fato do possível surgimento de fadiga no decorrer das tentativas.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADRIAN, M.J. & COOPER, J.M. **The Biomechanics of Human Movement.** Indianápolis, Benchmark Press, 1989.

ALPERT S. W., PINK M. M., JOBE F. W., MCMAHON P. J., & MATHIYAKOM W. Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery.** v.9 n.1 p.47-58, January/February 2000.

AMADIO, A.C. (Coord.) **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano.** São Paulo, Laboratório de biomecânica – EEFEUSP, 1996. 162 p.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE American College of sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise** v.34 n.2 p.364-80, feb. 2002.

ARAUJO, R.C. **Utilização da Eletromiografia na Análise do Movimento Humano.** São Paulo, EEFEUSP, [s.n.], 1998.

AUGUSTSSON, J.; THOMEÉ, R.; HÖRNSTEDT, P.; LINDBLOM, J.; KARLSSON, J.; GRIMBY, G.; Effect of pre-exhaustion exercise on lower-extremity muscle activation during a leg press exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado, v.17, n.2, p.411-416, may. 2003.

BARBOSA, F. S. S. & GONÇALVES, M. Análise do coeficiente de variação do sinal eletromiográfico dos músculos peitoral maior, deltóide fibras anteriores e tríceps do braço cabeça longa no desenvolvimento em banco fechado. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento.** Brasília v.10 n. 3 p.37-42, julho 2002.

BARNETT, C.; KIPPERS, V., TURNER, P. Effects of Variation of the Bench Press Exercise on the EMG Activity of Five Shoulder Muscles. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado, v.9, n.4, p.222-227, 1995.

BRENNECKE A., GUIMARÃES T. M., LEONE R., CARDACI M., MOCHIZUKI L., SIMÃO R., AMADIO A. C., SERRÃO J. C. Neuromuscular activity during bench press exercise performed with and without pre-exhaustion method. **Journal of Strength and Conditioning Research,** 2009. (no prelo)

BRUNIERA, C.A.V**. Estudo Biomecânico da Locomoção Humana: Análise de variáveis descritivas para o andar e correr.** São Paulo, EEFEUSP, [s.n.], 1994.

CLARYS J. P., CABRI J. Electromyography and the study of sports movements: A review. **Journal of Sports Science,** London, v.11, n.5, p.379-448, Oct. 1993.

CLARYS J. P. P., LEWILLIE, L. Clinical and kinesiological electromyography by "Le Dr. Duchenne (de Boulogne)" In: CAPOZZO A., MARCHETTI M., TOSI V. **Biolocomotion**: a century of research using moving pictures. Roma, Promograph, 1992. p. 89-114.

CLEMONS, J. M.; AARON, C. Effect of Grip Width on the Mioeletric Activity of the Prime Movers int the Bench Press. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado, v.11, n.2, p.82-87, may. 1997.

DAINTY DA, NORMAN RW. **Standarding biomechanical testing in sports**. Champaingn: Human Kinetics, 1987.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, 135 – 163, 1997.

ECHTERNACH, J.L. **Introduction to Eletromyography and Nerve Conduction Testing – A Laboratory Manual.** United States of America, Slack, 1994.

ELLENBECKER, T. & DAVIES, G.J. **Closed Kinetic Chain Exercise – A comprehensive guide to multiple – joint exercises.** Champaign USA, Human kinetics, 2001.

ELLIOT, B. C.; WILSON, G. J.; KERR, G. K. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.21, n.4, p.450-462, aug. 1989.

FERREIRA, M. I.; BÜLL, M. L. & VITTI, M. Electromyographic validation of basic exercise for physical conditioning programmes – IV – Analysis of the deltoid muscle (anterior portion) and pectoralis major muscle (clavicular portion) in frontal-lateral cross, dumbbells exercise. **Electromyography and Clinical and Neurophysiology.** v.43, p. 67-74, 2003.

FERREIRA, M. I.; BÜLL, M. L. & VITTI, M. Electromyographic validation of basic exercise for physical conditioning programmes – V – The comparason of the response in deltoid muscle (anterior portion) and pectoralis major muscle (clavicular portion) determined by the frontal-lateral cross, dumbbells and the rowing exercises. **Electromyography and Clinical and Neurophysiology.** v.43, p. 75-79, 2003.

FLECK, S. J., KRAEMER, W. J. **Design Resistance Training Programs**. Champaign: Human Kinetics, 1987. 264p.

FLECK, S.J.; KRAEMER, W.J**. Fundamentos do treinamento de força muscular**. 2ª ed. Porto Alegre: ARTMED; 1999.

GENTIL P., OLIVEIRA E., ROCHA JU NIOR V., CARMO J. & BOTTARO M. Effects of exercise order on upper-body muscle activation and exercise performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21 n.4 p.1082–1086, 2007.

GLASS, S. C.; ARMSTRONG, T. Electromyographical Activity of the Pectoralis Muscle During Incline and Decline Bench Presses. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado, v.11, n.3, p.163-167, aug. 1997.

GRABINER, M.D. **Current Issues in Biomechanics.** Leeds England, Human Kinetics, 1993.

GUIMARÃES, T. M., GAILEY, A. W., LEONE, R, BRENNECKE, A., ACQUESTA, F., BARONE, S. R., CARDACI, M., OLIVEIRA, A. P. S., MOCHIZUKI, L., AMADIO, A. C. & SERRÃO, J. C. Comportamento da carga no teste e reteste de 10 repetições máximas em indivíduos treinados. In: **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2007, São Pedro. Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica. São Paulo : TEC ART, 2007.

HALL, S.J. **Biomecânica Básica.** Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993.

KREIGHBAUM, E. & BARTHELS, K.M. **Biomechanics – a qualitative approach for studying Human Movement.** 4ª ed. Boston, Allyn and Bacon, 1996.

LATASH, M.L. **Neurophysiological Basis of Movement.** USA, Human Kinetics, 1998.

LOBO DA COSTA, P.H. **Abordagem Biomecânica da Locomoção: parâmetros da função coordenativa em crianças durante o subir e descer escadas e o andar no plano.** São Paulo, EEFEUSP, [s.n.], 1995.

MARQUES, K.V.; SILVA, D.C.O.; SOUSA, G.C.; e SILVA, L.F.G.; CUNHA, R.D.; RIBEIRO, W.J.; HADDAD, E.G. & AGOSTINI, G.G. Análise Eletromiográfica dos músculos glúteo máximo, vasto lateral e vasto medial nos exercícios de meio agachamento e agachamento completo. IN: **Anais - XXVI Simpósio Internacional de Ciência do Esporte – Atividade Física Construindo Saúde.** São Paulo, 23 a 25 de outubro, p. 166, 2003.

McCAW, S. T.; FRIDAY J. J. A Comparison of Muscle Activity Between a Free Weight and Machine Bench Press. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado, v.8 n.4 p.259-264, 1994.

MONTEIRO W., SIMÃO R. & FARINATTI P. Manipulação na ordem dos exercícios e sua influência sobre número de repetições e percepção subjetiva de esforço em mulheres treinadas**. Revista Brasileira de Medicina do Esporte.** v.11n.2, mar/abr, 2005.

MORAES, A.C.; BANKOFF, A.D.P.; OKANO, A.H.; SIMÕES, E.C. & RODRIGUES, C.E.B. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa extensora. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, 2003. vol. 11, n. 2 [19-23].

NEWTON, R. U.; KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, K.; HUMPRIES, B. J.; MURPHY, A. J. Kinematics, Kinetics, and Muscle Activation During Explosive Upper Body Movements. **Journal of Applied Biomechanics**, v.12, n.1, p.31-43, feb. 1996.

OLIVEIRA SILVA, D.C.; e SILVA, L.F.G.; SOUSA, G.C.; SILVA, Z.; LUIZ, F.F.M.; MARQUES, K.V. & REZENDE, F.N. Estudo eletromiográfico da ação simultânea dos músculos flexor radial do carpo e pronador redondo em movimento de flexão do antebraço. IN: **Anais - XXVI Simpósio Internacional de Ciência do Esporte – Atividade Física Construindo Saúde.** São Paulo, 23 a 25 de outubro, p. 276, 2003.

RODRIGUES, J. A.; BÜLL, M. L.; DIAS, G. A. R.; GONÇALVES, M. & GUAZZELLI, J. F. Electromyographic analysis of the pectoralis major and deltoideus anterior muscles in horizontal “flyer” exercises with loads. **Electromyography and Clinical and Neurophysiology.** v.43, p. 413-419, 2003.

RODRIGUES, J. A.; BÜLL, M. L.; DIAS, G. A. R.; GONÇALVES, M. & GUAZZELLI, J. F. Electromyographic validation of the pectoralis major and deltoideus anterior muscles in inverted “flyer” exercises with loads. **Electromyography and Clinical and Neurophysiology.** v.45, p. 425-432, 2005.

ROONEY, K. J., HERBERT, R D., BALNAVE, R. J. Fatigue contributes to the strength training stimulus. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, n.9, p.1160-4, feb. 1994.

SCHEUCHENZUBER, H.J. **Experiments in The Mechanics of Human Movement.** New York, Movement publications, 1983.

SERRÃO J. C. **Aspectos biomecânicos da influência do calçado esportivo na locomoção humana**. São Paulo, EEFEUSP, [s.n.],1999.

SFORZO, G.A.; TOUEY, P.R. Manipulating exercise order affects muscular performance during a resistance exercise training session. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado, v.10, n.1, p.20-4, feb. 1996.

SIMÃO, R.; FARINATTI, P. T. V.; POLITO, M. D.; MAIOR S.; FLECK, S. J. Influence of exercise order on the number of repetition performed and perceived exertion during resistance exercises. **Journal of strength and conditioning research**, v. 19, n. 1, p. 152-156, 2005.

SIMÃO, R.; FARINATTI, P. T. V.; POLITO, M. D.; VIVEIROS L.; FLECK, S. J. Influence of exercise order on the number of repetition performed and perceived exertion during resistance exercises in women. **Journal of strength and conditioning research**, v. 21, n. 1, p. 23-28, 2007.

SPREUWENBERG L. P. B.; KRAEMER W. J.; SPIERING B. A.; VOLEK J. S.; HATFIELD D. L.; SILVESTRE R.; VINGREN J. L.; FRAGALA M. S.; HAKKINEN K.; NEWTON R. U.; MARESH C. M. & FLECK S. J. Influence of exercise order in a resistance-training exercise session. **Journal of strength and conditioning research**, v. 20, n. 1, p. 141-144, 2006.

WATHEN, D. Exercise order. In: BAECHLET, T. (Org.). **Essentials of Strength Training and Conditioning.** Champaign: Human Kinetics, 1994. cap.25, p.431-434.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1990.

WRIGHT, V. & RADIN, E.L. **Mechanics of Human Joints – Physiology, pathophysiology and Treatment**. New York, Marcel Decker, 1993.

ZATSIORSKY, V. **Science and Practice of Strength Training**. Champaign: Human Kinetics, 1995. 243p.

10. ANEXOS

ANEXO 1 – Termo de consentimento.

Formulário E

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Comitê de Ética em Pesquisa

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
(Instruções para preenchimento ao final)

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO INDIVÍDUO:
Documento de identidade Nº: Sexo: ☐ M ☐F
Data de nascimento:
Endereço: Nº APTO
Bairro: Cidade: CEP:
Telefone:

2. RESPONSÁVEL LEGAL:
Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.)
Documento de identidade Nº: Sexo: ☐ M ☐F
Data de nascimento:
Endereço: Nº APTO
Bairro: Cidade: CEP:
Telefone:

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa
INFLUÊNCIA DA MANIPULAÇÃO DA ORDEM DE EXERCÍCIOS DE FORÇA NA ATIVAÇÃO MUSCULAR.
2. Pesquisador Responsável
Prof Dr. Júlio Cerca Serrão
3. Cargo/Função

4. Avaliação do risco da pesquisa:
RISCO MÍNIMO ☒ RISCO BAIXO ☐ RISCO MÉDIO ☐ RISCO MAIOR ☐
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como conseqüência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa
Cada voluntário terá três sessões de coletas de dados com intervalo mínimo de 48 horas de repouso entre elas. Desse modo, cada sessão de coleta será agendada previamente com o voluntário respeitando sua disponibilidade e o intervalo de repouso adequado para o estudo. Após a conclusão das três sessões o voluntário terá terminada sua participação no estudo.

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

O presente projeto de pesquisa de mestrado tem como objetivo central determinar aspectos biomecânicos que permitam compreender a influência da manipulação da ordem de execução de exercícios de força sobre os padrões de ativação muscular. Para tanto, propomos a realização de um experimento com as seguintes características:
Cada voluntátio terá três sessões de coletas de dados com intervalo mínimo de 48 horas de repouso entre elas. Na primeira sessão será realizado um testes de 8 RM e nas outras duas as coletas Eletromiográficas e Cinemáticas.
TESTE 8 RM: Consiste de um testes 8 repetições máximas para cada exercício, sendo estes: supino, crucifixo, desenvolvimento frente, elevação lateral, tríceps supino e tríces testa.
INDENTIFICAÇÃO DO PONTO MOTOR: consiste na identificação dos locais onde serão colocados os eletrodos EMG. Será utuilizado um equipamento de eletroestimulação o qual é composto por eletrodos de estimulação colocados sobre a pele e que provoca uma pequena contração muscular por meio de pulsos elétricos (choques) de baixa intensidade. Após a ocorrência dessa mínima contração desloca-se o eletrodo sobre a pele, verificando se o nível de contração aumenta.

Formulário E

AQUISIÇÕES Eletromiográficas (EMG): consiste no registro da atividade muscular durante a realização de cada exercício e durante a manipulação da ordem de execução dos mesmos. Para tanto serão utilizados eletrodos colocados sobre a pele em cada um dos músculos analisados (Peitoral Maior esternal direito, Peitoral Maior clavicular direito, Deltóide Anterior diretio Deltóide medial direito e Porção Longa do Tríceps direito) Em cada sessão de coleta de dados o sujeito deverá realizar os seis exercícios com carga suficiente para executar 8 repetições máximas . Estas aquisições serão feitas em dois dias diferentes.
AQUISIÇÕES CINEMÁTICAS: consiste na filmagem dos movimentos durante as coletas. Esses dados serão importantes para conhecer os instantes de realização do movimento em que os músuclos estão ativos ou não. Marcas anatômicas feitas de pequenas esferas de isopor serão fixadas sobre a pele nas articulações do ombro, cotovelo e punho.
Destacamos ainda que o experimento será realizado de forma não invasiva. Portanto, não há riscos à sua integridade física. Antes da realização do experimento os voluntários serão submetidos à anamnese ortopédica.
A sua participação no estudo contribuirá para o avanço do conhecimento na área do treinamento de força.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

Ao participar desta pesquisa você tem acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas. Também tem liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.
Todos os dados coletados e declarados por você são salvaguardados de confidencialidade, sigilo e privacidade.
A Universidade de São Paulo coloca à disponibilidade a assistência no Hospital Universitário (HU) para eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPA- NHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Thiago Macedo Guimarães e Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão
Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo
Rua Professor Mello Moraes, 65 – Cidade Universitária – 05508-900
Tel: 3091-3184

VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO
Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa

São Paulo, de de 20 .

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal	assinatura do pesquisador (Júlio Cerca Serrão)

ANEXO 2 – Rotinas matemáticas desenvolvidas em ambiente MatLab para tratamento dos dados EMG e cinemáticos.

```
%%% Transforma virgulas em pontos
%%% Allan Brennecke
%%% Fev/2006

clear
clc

[file path]=uigetfile('*.dat', 'Selecione o arquivo AqDados');
nfile=[path,file];

   filename=char(file);
   comma2point(filename);

   disp('Arquivo alterado com sucesso')

function comma2point(file)
%COMMA2POINT converts ascii FILE with comma to point as decimal symbol
%
%Marcos Duarte mduarte@usp.br 10Jan2002

fid=fopen(file,'r+');
if fid ~= -1 %can't open file, end.
    y = fscanf(fid,'%c');
    fclose(fid);
    i = find(y == ',');
    if ~isempty(i) %file does not have comma, do nothing.
        y(i) = '.';
        y = str2num(y);
        if ~isempty(y) %file is in a wrong format, do not delete it.
            save(file,'y','-ascii')
        end
    end
else
    disp([file ' could not be opened.'])
end


%% Rotina para Normalizaçao dos dados EMG pela CIVM%%
%% Altera tempo de ms para s %%

%% Allan Brennecke
%% Fev/2006

[file1 path1]=uigetfile('*.dat', 'Selecione arquivo ENVOLTÓRIO EMG.');
arq1 = [path1,file1];
[tempo emg1 emg2 emg3 emg4 emg5] = textread(arq1,'%f %f %f %f %f %f');

% tempo = tempo./1000; %%%% passa tempo para segundos

civm1=input('Entre com o valor da MÉDIA da CIVM para PME:');
civm2=input('Entre com o valor da MÉDIA da CIVM para PMC:');
civm3=input('Entre com o valor da MÉDIA da CIVM para DA:');
civm4=input('Entre com o valor da MÉDIA da CIVM para DM:');
civm5=input('Entre com o valor da MÉDIA da CIVM para TBL:');

emg1nor= (emg1./civm1)*100;
```

```
emg2nor= (emg2./civm2)*100;
emg3nor= (emg3./civm3)*100;
emg4nor= (emg4./civm4)*100;
emg5nor= (emg5./civm5)*100;


subplot(5,1,1)
plot(tempo,emg1nor)
subplot(5,1,2)
plot(tempo,emg2nor)
subplot(5,1,3)
plot(tempo,emg3nor)
subplot(5,1,4)
plot(tempo,emg4nor)
subplot(5,1,5)
plot(tempo,emg5nor)

emgnorm=[tempo emg1nor emg2nor emg3nor emg4nor emg5nor];

disp('ALTEROU O NOME DO ARQUIVO?')
disp('Se sim, pressione qualquer tecla!')
disp('Se nao, tecle CTRL+C, va ate a linha 44 desta rotina e altere o
nome do arquivo, depois rode-a novamente!')
pause
file_b=['C:\Users\Thiago\Desktop\Dados_ordem\arquivo_norm.dat'];
disp(['Salvando ' char(file_b) '  !!'])
save(file_b ,'emgnorm','-ascii');
disp('Arquivo salvo com sucesso')

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Rotina para interpolaçao dos dados Peak Motus e EMG,
% Criaçao de indices para detecçao do inicio das
% fases descendentes e ascendentes dos exercicios;
% Calculo RMS para cada fase de cada repetiçao;
% Calculo media e SD do RMS;
% Normaliza RMS pela %CIVM;
% Caculo RMS para cada repetiçao
% Calculos semelhantes para IEMG (out of service)
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Allan Brennecke
%Fev/2006

clear

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Abre e carrega o arquivo EMG          %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

[file1 path1]=uigetfile('*.dat', 'Selecione arquivo EMG
Normalizado.');
arq2 = [path1,file1];
[tempo emg1 emg2 emg3 emg4 emg5] = textread(arq2,'%f %f %f %f %f %f');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Cria vetor de tempo para os dados cinematicos de deslocamento  %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%%% Halter
```

```
[file path]=uigetfile('*.dat', 'Selecione o arquivo de deslocamento do
Halter');
deslocyB=load([path,file]);

freq_aq=input('Selecione a frequencia de aquisicao? [1]-50Hz [2]-
120Hz')

if freq_aq==1

xdB=linspace(0,(0.016 * length(deslocyB)),length(deslocyB));
timepeak_dB=xdB';
disp('vetor de tempo para deslocamento linear do halter gerado')
elseif freq_aq==2
xdB=linspace(0,(0.0083 * length(deslocyB)),length(deslocyB));
timepeak_dB=xdB';
disp('vetor de tempo para deslocamento linear do halter gerado')
end

dadocine_dB=[timepeak_dB deslocyB];

file_b=[path,'time_peak.dat'];
disp(['Salvando ' char(file_b) '  !!'])
save(file_b ,'dadocine_dB','-ascii');
disp('Arquivo salvo com sucesso')


%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Interpola tempo de desloc, velocidade e EMG por Spline Cubica%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

deslocyB = spline(timepeak_dB,deslocyB,tempo);

%velocityJ = spline(timepeak_vJ,velocityJ,tempo);


%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Definir Repetição.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

figure(1);plot(deslocyB);title('Selecione picos de cada Repetição')
[indicep,Y]= ginput(16);indicep=round(indicep);
figure(1);plot(deslocyB);title('Selecione vales de cada Repetição')
[indicev,Y]= ginput(8);indicev=round(indicev);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Graficos gerais
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

figure (2)

subplot (6,1,1)

plot (tempo,deslocyB,tempo(indicev),deslocyB(indicev),'g
o',tempo(indicep),deslocyB(indicep),'r o')
legend('Deslocamento Linear Vertical do Halter')
ylabel('metros')
```

```
subplot (6,1,2)

plot (tempo,emg1,tempo(indicev),emg1(indicev),'g
o',tempo(indicep),emg1(indicep),'r o')
legend('Envoltorio Linear PME')
ylabel('%(CIVM)')

subplot(6,1,3)

plot (tempo,emg2,tempo(indicev),emg2(indicev),'g
o',tempo(indicep),emg2(indicep),'r o')
legend('Envoltorio Linear PMC')
ylabel('%(CIVM)')

subplot(6,1,4)

plot (tempo,emg3,tempo(indicev),emg3(indicev),'g
o',tempo(indicep),emg3(indicep),'r o')
legend('Envoltorio Linear DA')
ylabel('%(CIVM)')
xlabel('Tempo (s)')

subplot(6,1,5)

plot (tempo,emg4,tempo(indicev),emg4(indicev),'g
o',tempo(indicep),emg4(indicep),'r o')
legend('Envoltorio Linear DM')
ylabel('%(CIVM)')

subplot(6,1,6)

plot (tempo,emg5,tempo(indicev),emg5(indicev),'g
o',tempo(indicep),emg5(indicep),'r o')
legend('Envoltorio Linear TBL')
ylabel('%(CIVM)')
xlabel('Tempo (s)')

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Abre e carrega o arquivo EMG Raw    %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

[file3 path3]=uigetfile('*.dat', 'Selecione arquivo EMG Raw.');
arq3 = [path3,file3];
[tempo_raw emg1raw emg2raw emg3raw emg4raw emg5raw] =
textread(arq3,'%f %f %f %f %f %f');


%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Ignora tempo de descanso entre repetições
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

rep1_dB=deslocyB(indicep(1):indicep(2));
rep2_dB=deslocyB(indicep(3):indicep(4));
rep3_dB=deslocyB(indicep(5):indicep(6));
rep4_dB=deslocyB(indicep(7):indicep(8));
rep5_dB=deslocyB(indicep(9):indicep(10));
rep6_dB=deslocyB(indicep(11):indicep(12));
rep7_dB=deslocyB(indicep(13):indicep(14));
rep8_dB=deslocyB(indicep(15):indicep(16));
```

```
ten_reps_dB=[rep1_dB;rep2_dB;rep3_dB;rep4_dB;rep5_dB;rep6_dB;rep7_dB;r
ep8_dB];


rep1_EMG1=emg1raw(indicep(1):indicep(2));
rep2_EMG1=emg1raw(indicep(3):indicep(4));
rep3_EMG1=emg1raw(indicep(5):indicep(6));
rep4_EMG1=emg1raw(indicep(7):indicep(8));
rep5_EMG1=emg1raw(indicep(9):indicep(10));
rep6_EMG1=emg1raw(indicep(11):indicep(12));
rep7_EMG1=emg1raw(indicep(13):indicep(14));
rep8_EMG1=emg1raw(indicep(15):indicep(16));
ten_reps_EMG1=[rep1_EMG1;rep2_EMG1;rep3_EMG1;rep4_EMG1;rep5_EMG1;rep6_
EMG1;rep7_EMG1;rep8_EMG1];

rep1_EMG2=emg2raw(indicep(1):indicep(2));
rep2_EMG2=emg2raw(indicep(3):indicep(4));
rep3_EMG2=emg2raw(indicep(5):indicep(6));
rep4_EMG2=emg2raw(indicep(7):indicep(8));
rep5_EMG2=emg2raw(indicep(9):indicep(10));
rep6_EMG2=emg2raw(indicep(11):indicep(12));
rep7_EMG2=emg2raw(indicep(13):indicep(14));
rep8_EMG2=emg2raw(indicep(15):indicep(16));
ten_reps_EMG2=[rep1_EMG2;rep2_EMG2;rep3_EMG2;rep4_EMG2;rep5_EMG2;rep6_
EMG2;rep7_EMG2;rep8_EMG2];

rep1_EMG3=emg3raw(indicep(1):indicep(2));
rep2_EMG3=emg3raw(indicep(3):indicep(4));
rep3_EMG3=emg3raw(indicep(5):indicep(6));
rep4_EMG3=emg3raw(indicep(7):indicep(8));
rep5_EMG3=emg3raw(indicep(9):indicep(10));
rep6_EMG3=emg3raw(indicep(11):indicep(12));
rep7_EMG3=emg3raw(indicep(13):indicep(14));
rep8_EMG3=emg3raw(indicep(15):indicep(16));
ten_reps_EMG3=[rep1_EMG3;rep2_EMG3;rep3_EMG3;rep4_EMG3;rep5_EMG3;rep6_
EMG3;rep7_EMG3;rep8_EMG3];

rep1_EMG4=emg4raw(indicep(1):indicep(2));
rep2_EMG4=emg4raw(indicep(3):indicep(4));
rep3_EMG4=emg4raw(indicep(5):indicep(6));
rep4_EMG4=emg4raw(indicep(7):indicep(8));
rep5_EMG4=emg4raw(indicep(9):indicep(10));
rep6_EMG4=emg4raw(indicep(11):indicep(12));
rep7_EMG4=emg4raw(indicep(13):indicep(14));
rep8_EMG4=emg4raw(indicep(15):indicep(16));
ten_reps_EMG4=[rep1_EMG4;rep2_EMG4;rep3_EMG4;rep4_EMG4;rep5_EMG4;rep6_
EMG4;rep7_EMG4;rep8_EMG4];

rep1_EMG5=emg5raw(indicep(1):indicep(2));
rep2_EMG5=emg5raw(indicep(3):indicep(4));
rep3_EMG5=emg5raw(indicep(5):indicep(6));
rep4_EMG5=emg5raw(indicep(7):indicep(8));
rep5_EMG5=emg5raw(indicep(9):indicep(10));
rep6_EMG5=emg5raw(indicep(11):indicep(12));
rep7_EMG5=emg5raw(indicep(13):indicep(14));
rep8_EMG5=emg5raw(indicep(15):indicep(16));
ten_reps_EMG5=[rep1_EMG5;rep2_EMG5;rep3_EMG5;rep4_EMG5;rep5_EMG5;rep6_
EMG5;rep7_EMG5;rep8_EMG5];

disp('"Tempo de Descanso entre as repetições foi ignorado!"')
```

```
disp('"Você precisa definir novamente as repetições! Pressione
´QUALQUER TECLA´ para continuar')
pause

%close all
clear indicep
clear indicev

figure(3);plot(ten_reps_dB);title('Selecione novamente picos de cada
Repetição')
xlim([-200 length(tempo_raw)])
%ylim([10 100])
[indicep,Y]= ginput(9);indicep=round(indicep);
figure(3);plot(ten_reps_dB);title('Selecione novamente vales de cada
Repetição')
xlim([-200 length(tempo_raw)])
%ylim([10 100])
[indicev,Y]= ginput(8);indicev=round(indicev);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Calculo RMS para cada fase de cada repetiçao
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

length(indicep)
for i= 1:length(indicep)-1;
    rms(i,1)=sqrt(mean(ten_reps_EMG1(indicep(i):indicev(i)).^2));
%coluna referente ao RMS fase descendente PME
    rms(i,2)=sqrt(mean(ten_reps_EMG1(indicev(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS fase ascendente PME
    rms(i,3)=sqrt(mean(ten_reps_EMG2(indicep(i):indicev(i)).^2));
%coluna referente ao RMS fase descendente do PMC
    rms(i,4)=sqrt(mean(ten_reps_EMG2(indicev(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS fase ascendente do PMC
    rms(i,5)=sqrt(mean(ten_reps_EMG3(indicep(i):indicev(i)).^2));
%coluna referente ao RMS fase descendente do DA
    rms(i,6)=sqrt(mean(ten_reps_EMG3(indicev(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS fase ascendente do DA

    rms(i,7)=sqrt(mean(ten_reps_EMG4(indicep(i):indicev(i)).^2));
%coluna referente ao RMS fase descendente do DM
    rms(i,8)=sqrt(mean(ten_reps_EMG4(indicev(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS fase ascendente do DM
    rms(i,9)=sqrt(mean(ten_reps_EMG5(indicep(i):indicev(i)).^2));
%coluna referente ao RMS fase descendente do TBL
    rms(i,10)=sqrt(mean(ten_reps_EMG5(indicev(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS fase ascendente do TBL
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Estatistica do Sinal RMS de cada fase das 10 Rep  %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Media e DP para PME
statisticRMS(1,1)=mean(rms(:,1));   % Desc
statisticRMS(2,1)=std(rms(:,1));    % Desc
statisticRMS(1,2)=mean(rms(:,2));   % Asc
statisticRMS(2,2)=std(rms(:,2));    % Asc

%Media e DP para PMC
statisticRMS(1,3)=mean(rms(:,3));   % Desc
```

```
statisticRMS(2,3)=std(rms(:,3));     % Desc
statisticRMS(1,4)=mean(rms(:,4));    % Asc
statisticRMS(2,4)=std(rms(:,4));     % Asc

%Media e DP para DA
statisticRMS(1,5)=mean(rms(:,5));    % Desc
statisticRMS(2,5)=std(rms(:,5));     % Desc
statisticRMS(1,6)=mean(rms(:,6));    % Asc
statisticRMS(2,6)=std(rms(:,6));     % Asc

%Media e DP para DM
statisticRMS(1,7)=mean(rms(:,7));    % Desc
statisticRMS(2,7)=std(rms(:,7));     % Desc
statisticRMS(1,8)=mean(rms(:,8));    % Asc
statisticRMS(2,8)=std(rms(:,8));     % Asc

%Media e DP para TBL
statisticRMS(1,9)=mean(rms(:,9));    % Desc
statisticRMS(2,9)=std(rms(:,9));     % Desc
statisticRMS(1,10)=mean(rms(:,10));    % Asc
statisticRMS(2,10)=std(rms(:,10));     % Asc

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Normalizaçao do RMS
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

civm1=input('Entre com o valor RMS da CIVM para PME:');
civm2=input('Entre com o valor RMS da CIVM para PMC:');
civm3=input('Entre com o valor RMS da CIVM para DA:');
civm4=input('Entre com o valor RMS da CIVM para DM:');
civm5=input('Entre com o valor RMS da CIVM para TBL:');

%% Para PME
RMSnor(:,1)=(rms(:,1)./civm1)*100;% Desc
RMSnor(:,2)=(rms(:,2)./civm1)*100;% Asc

%% Para PMC

RMSnor(:,3)=(rms(:,3)./civm2)*100;% Desc
RMSnor(:,4)=(rms(:,4)./civm2)*100;% Asc

%% Para DA

RMSnor(:,5)=(rms(:,5)./civm3)*100;% Desc
RMSnor(:,6)=(rms(:,6)./civm3)*100;% Asc

%% Para DM

RMSnor(:,7)=(rms(:,7)./civm4)*100;% Desc
RMSnor(:,8)=(rms(:,8)./civm4)*100;% Asc

%% Para TBL

RMSnor(:,9)=(rms(:,9)./civm5)*100;% Desc
RMSnor(:,10)=(rms(:,10)./civm5)*100;% Asc

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Estatistica do Sinal RMS Normalizado das 10 Rep  %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
%Media e DP para PME
statisticRMSnorm(1,1)=mean(RMSnor(:,1));   % Desc
statisticRMSnorm(2,1)=std(RMSnor(:,1));    % Desc
statisticRMSnorm(1,2)=mean(RMSnor(:,2));   % Asc
statisticRMSnorm(2,2)=std(RMSnor(:,2));    % Asc

%Media e DP para PMC
statisticRMSnorm(1,3)=mean(RMSnor(:,3));   % Desc
statisticRMSnorm(2,3)=std(RMSnor(:,3));    % Desc
statisticRMSnorm(1,4)=mean(RMSnor(:,4));   % Asc
statisticRMSnorm(2,4)=std(RMSnor(:,4));    % Asc

%Media e DP para DA
statisticRMSnorm(1,5)=mean(RMSnor(:,5));   % Desc
statisticRMSnorm(2,5)=std(RMSnor(:,5));    % Desc
statisticRMSnorm(1,6)=mean(RMSnor(:,6));   % Asc
statisticRMSnorm(2,6)=std(RMSnor(:,6));    % Asc

%Media e DP para DM
statisticRMSnorm(1,7)=mean(RMSnor(:,7));   % Desc
statisticRMSnorm(2,7)=std(RMSnor(:,7));    % Desc
statisticRMSnorm(1,8)=mean(RMSnor(:,8));   % Asc
statisticRMSnorm(2,8)=std(RMSnor(:,8));    % Asc

%Media e DP para TBL
statisticRMSnorm(1,9)=mean(RMSnor(:,9));   % Desc
statisticRMSnorm(2,9)=std(RMSnor(:,9));    % Desc
statisticRMSnorm(1,10)=mean(RMSnor(:,10));   % Asc
statisticRMSnorm(2,10)=std(RMSnor(:,10));    % Asc

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Calculo RMS para cada repetiçao
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

length(indicep)
for i= 1:length(indicep)-1;
    rms2(i,1)=sqrt(mean(ten_reps_EMG1(indicep(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS de cada repetiçao PME
    rms2(i,2)=sqrt(mean(ten_reps_EMG2(indicep(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS de cada repetiçao PMC
    rms2(i,3)=sqrt(mean(ten_reps_EMG3(indicep(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS de cada repetiçao DA
    rms2(i,4)=sqrt(mean(ten_reps_EMG4(indicep(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS de cada repetiçao DM
    rms2(i,5)=sqrt(mean(ten_reps_EMG5(indicep(i):indicep(i+1)).^2));
%coluna referente ao RMS de cada repetiçao TBL
end


%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Estatistica do Sinal RMS de cada repetição  %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
%Media e DP para PME
statisticRMS2(1,1)=mean(rms2(:,1));
statisticRMS2(2,1)=std(rms2(:,1));

%Media e DP para PMC
statisticRMS2(1,2)=mean(rms2(:,2));
statisticRMS2(2,2)=std(rms2(:,2));

%Media e DP para DA
statisticRMS2(1,3)=mean(rms2(:,3));
statisticRMS2(2,3)=std(rms2(:,3));

%Media e DP para DM
statisticRMS2(1,4)=mean(rms2(:,4));
statisticRMS2(2,4)=std(rms2(:,4));

%Media e DP para TBL
statisticRMS2(1,5)=mean(rms2(:,5));
statisticRMS2(2,5)=std(rms2(:,5));

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Normalizaçao do RMS
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%% Para PME
RMS2nor(:,1)=(rms2(:,1)./civm1)*100;

%% Para PMC

RMS2nor(:,2)=(rms2(:,2)./civm2)*100;

%% Para DA

RMS2nor(:,3)=(rms2(:,3)./civm3)*100;

%% Para DM

RMS2nor(:,4)=(rms2(:,4)./civm4)*100;

%% Para TBL

RMS2nor(:,5)=(rms2(:,5)./civm5)*100;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Estatistica do Sinal RMS Normalizado de cada repetição %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Media e DP para PME
statisticRMS2norm(1,1)=mean(RMS2nor(:,1));
statisticRMS2norm(2,1)=std(RMS2nor(:,1));

%Media e DP para PMC
statisticRMS2norm(1,2)=mean(RMS2nor(:,2));
statisticRMS2norm(2,2)=std(RMS2nor(:,2));

%Media e DP para DA
statisticRMS2norm(1,3)=mean(RMS2nor(:,3));
```

```
statisticRMS2norm(2,3)=std(RMS2nor(:,3));

%Media e DP para DM
statisticRMS2norm(1,4)=mean(RMS2nor(:,4));
statisticRMS2norm(2,4)=std(RMS2nor(:,4));

%Media e DP para TBL
statisticRMS2norm(1,5)=mean(RMS2nor(:,5));
statisticRMS2norm(2,5)=std(RMS2nor(:,5));

disp('Calculado RMS por repetição e para a série!')

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% ANÁLISE NO DOMÍNIO DA FREQÜÊNCIA
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Calculo para cada fase de cada repetiçao
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
length(indicep)
for i= 1:length(indicep)-1;

[MPF(i,1),PEAK(i,1),F50(i,1),F95(i,1),F,P]=psd2(emg1raw(indicep(i):ind
icev(i)),1000);fileX=[path3,char(arq3),num2str(i),'time.dat'];
save(file,'P','-ascii');disp(' saved...')    %Exc Pec

[MPF(i,2),PEAK(i,2),F50(i,2),F95(i,2),F,P]=psd2(emg1raw(indicev(i):ind
icep(i+1)),1000);

[MPF(i,3),PEAK(i,3),F50(i,3),F95(i,3),F,P]=psd2(emg2raw(indicep(i):ind
icev(i)),1000);

[MPF(i,4),PEAK(i,4),F50(i,4),F95(i,4),F,P]=psd2(emg2raw(indicev(i):ind
icep(i+1)),1000);

[MPF(i,5),PEAK(i,5),F50(i,5),F95(i,5),F,P]=psd2(emg3raw(indicep(i):ind
icev(i)),1000);

[MPF(i,6),PEAK(i,6),F50(i,6),F95(i,6),F,P]=psd2(emg3raw(indicev(i):ind
icep(i+1)),1000);

[MPF(i,7),PEAK(i,7),F50(i,7),F95(i,7),F,P]=psd2(emg4raw(indicep(i):ind
icev(i)),1000);

[MPF(i,8),PEAK(i,8),F50(i,8),F95(i,8),F,P]=psd2(emg4raw(indicev(i):ind
icep(i+1)),1000);

[MPF(i,9),PEAK(i,9),F50(i,9),F95(i,9),F,P]=psd2(emg5raw(indicep(i):ind
icev(i)),1000);

[MPF(i,10),PEAK(i,10),F50(i,10),F95(i,10),F,P]=psd2(emg5raw(indicev(i)
:indicep(i+1)),1000);
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Calculo para cada repetiçao
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

length(indicep)
for i= 1:length(indicep)-1;
```

```
[MPF_2(i,1),PEAK_2(i,1),F50_2(i,1),F95_2(i,1),F_2,P_2]=psd2(emg1raw(in
dicep(i):indicep(i+1)),1000);

[MPF_2(i,2),PEAK_2(i,2),F50_2(i,2),F95_2(i,2),F_2,P_2]=psd2(emg2raw(in
dicep(i):indicep(i+1)),1000);

[MPF_2(i,3),PEAK_2(i,3),F50_2(i,3),F95_2(i,3),F_2,P_2]=psd2(emg3raw(in
dicep(i):indicep(i+1)),1000);

[MPF_2(i,4),PEAK_2(i,4),F50_2(i,4),F95_2(i,4),F_2,P_2]=psd2(emg4raw(in
dicep(i):indicep(i+1)),1000);

[MPF_2(i,5),PEAK_2(i,5),F50_2(i,5),F95_2(i,5),F_2,P_2]=psd2(emg5raw(in
dicep(i):indicep(i+1)),1000);
end
```

ANEXO 3 – Média e desvio padrão do envoltório linear de todos os exercícios realizados para cada protocolo experimental (P1 e P2).

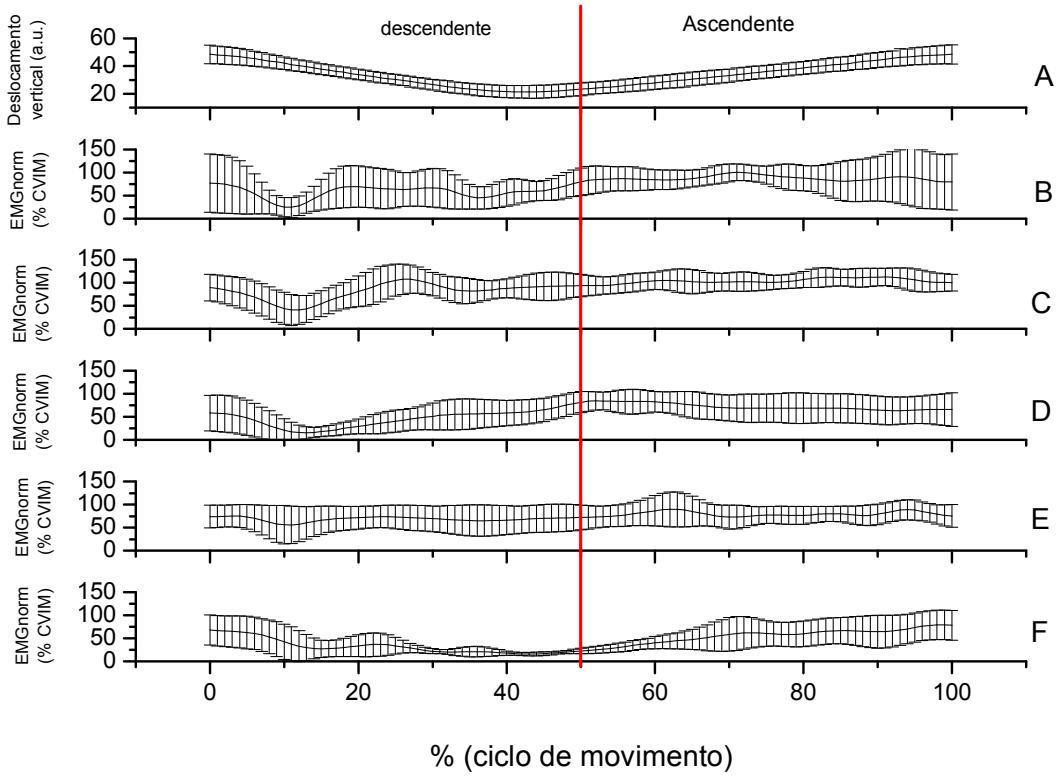

FIGURA 24 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício supino horizontal executado na ordem tradicional (P1)

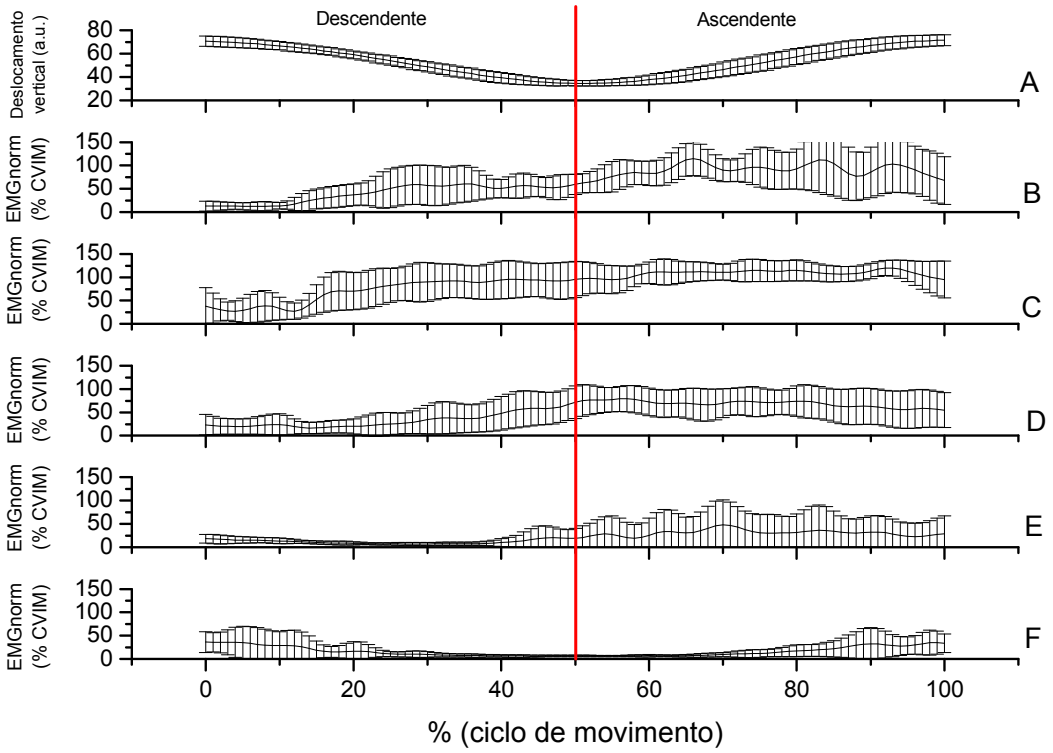

FIGURA 25 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Crucifixo horizontal executado na ordem tradicional (P1)

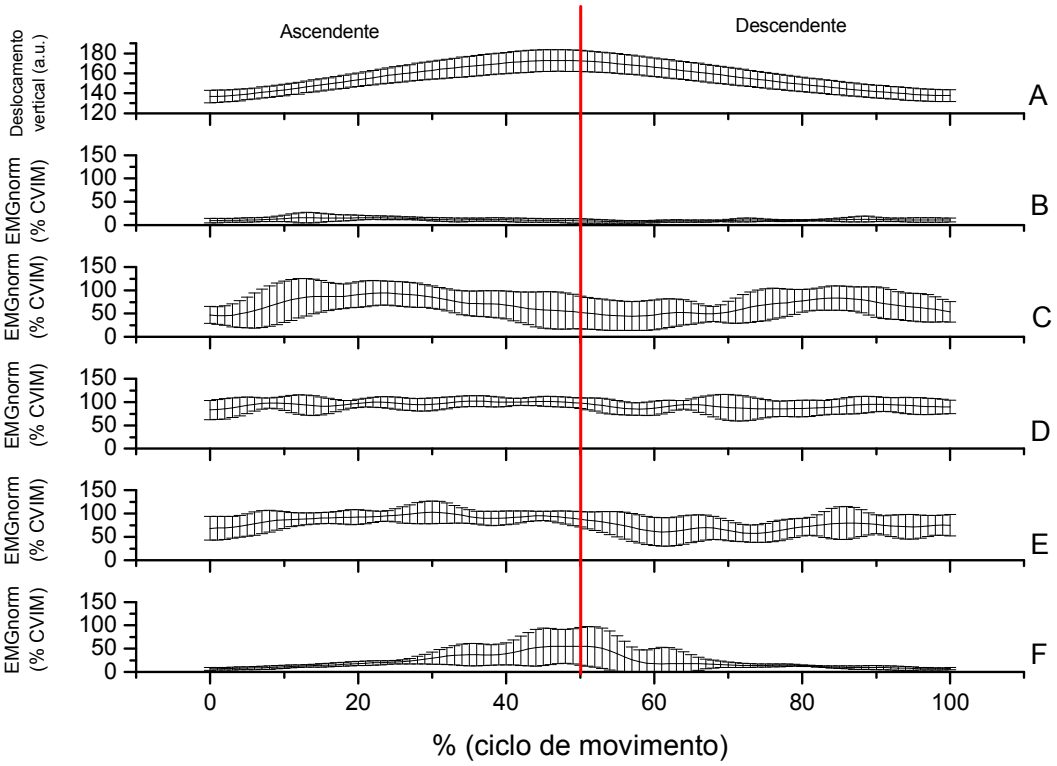

FIGURA 26 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Desenvolvimento pela frente executado na ordem tradicional (P1)

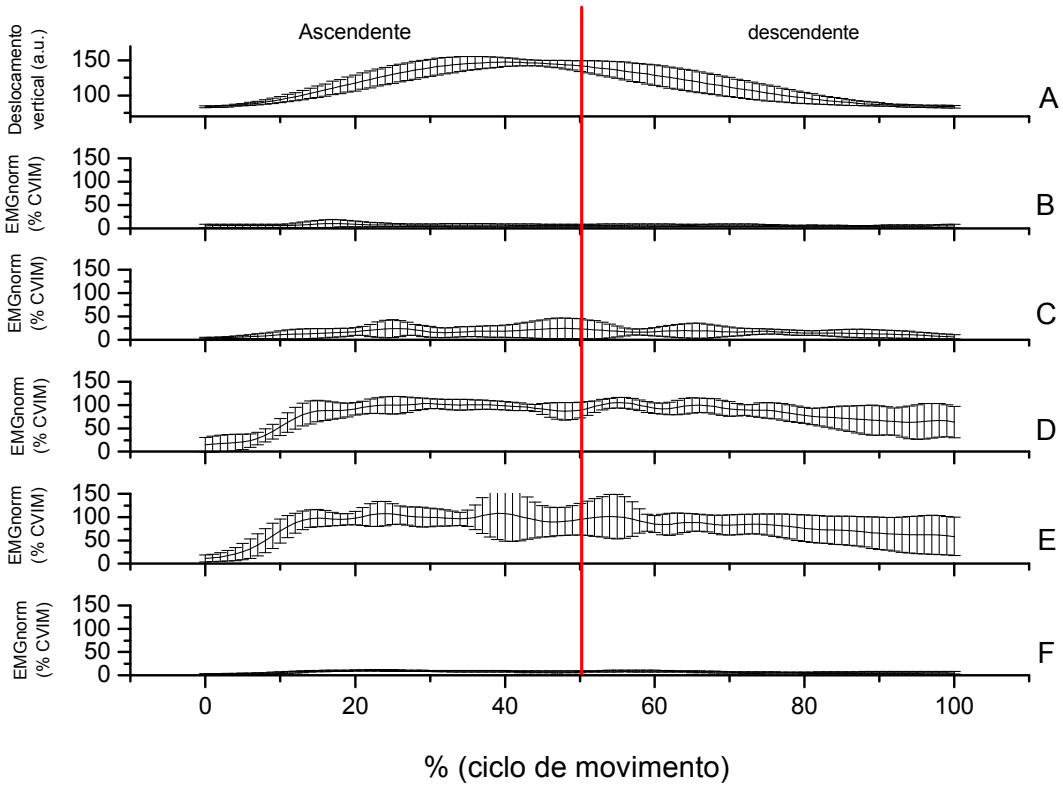

FIGURA 27 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Elevação lateral executado na ordem tradicional (P1)

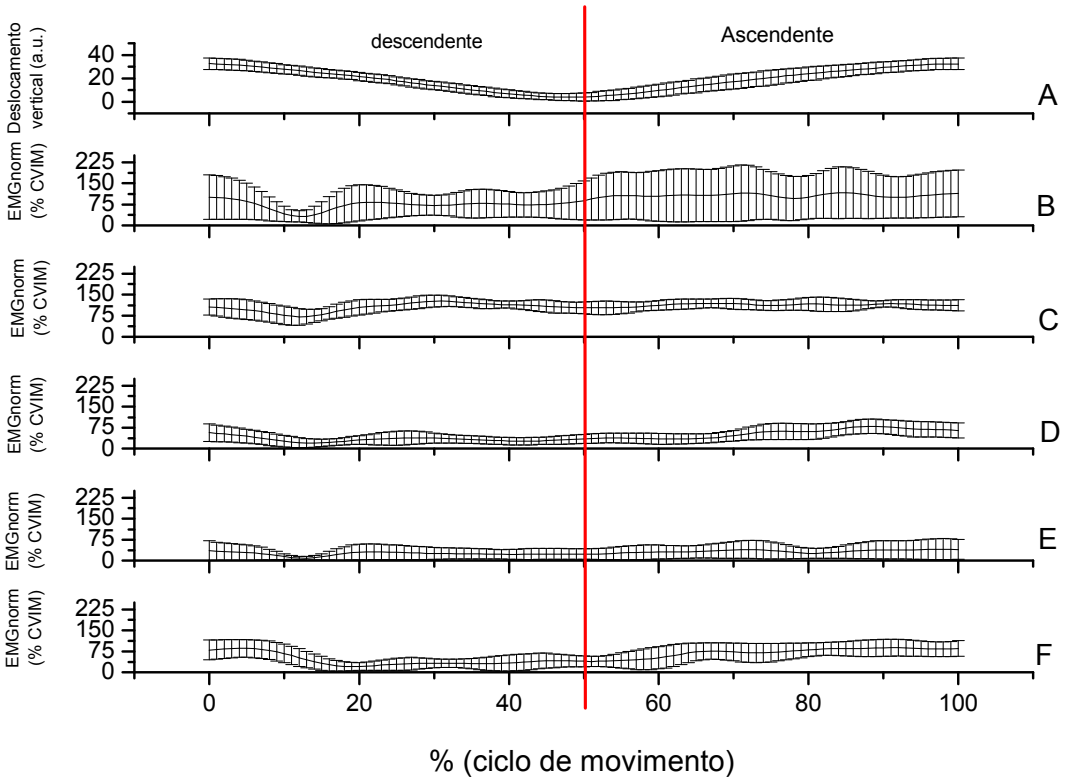

FIGURA 28 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Tríceps supino executado na ordem tradicional (P1)

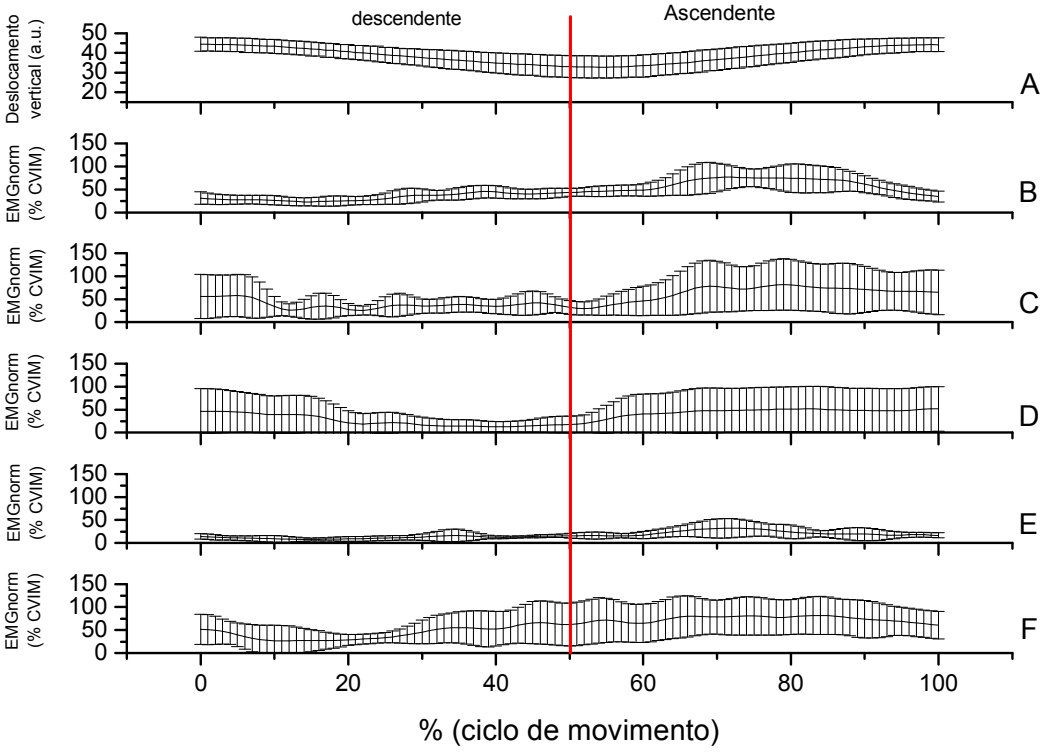

FIGURA 29 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Tríceps testa executado na ordem tradicional (P1)

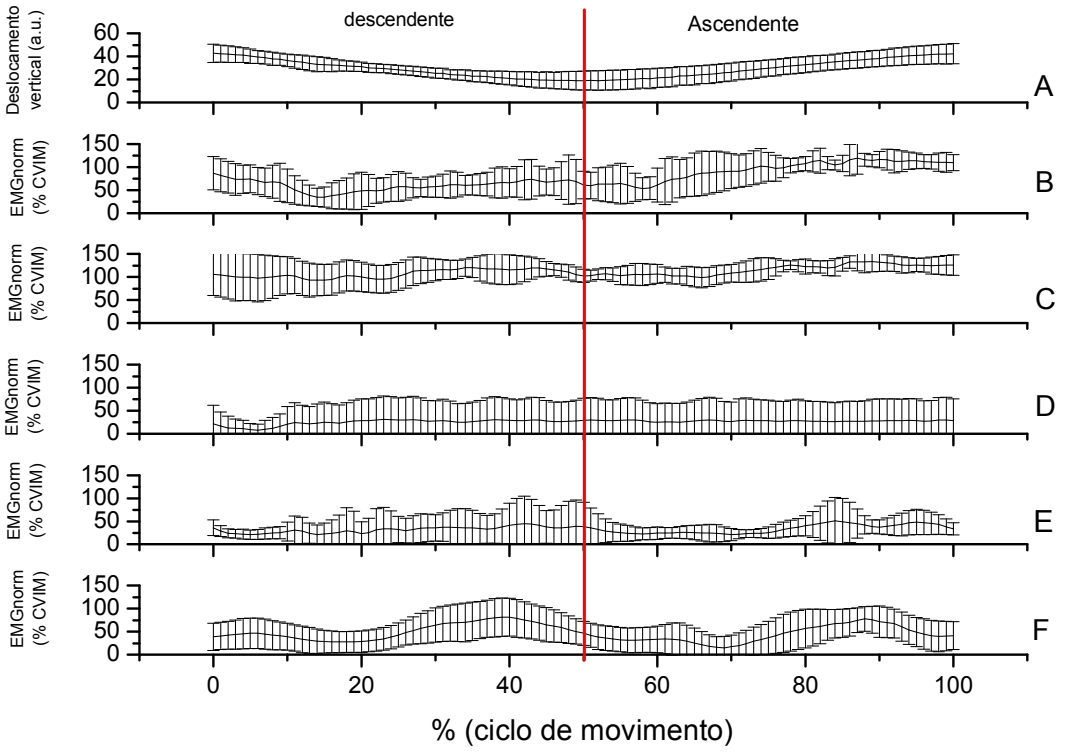

FIGURA 30 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício supino horizontal executado na ordem invertida (P2)

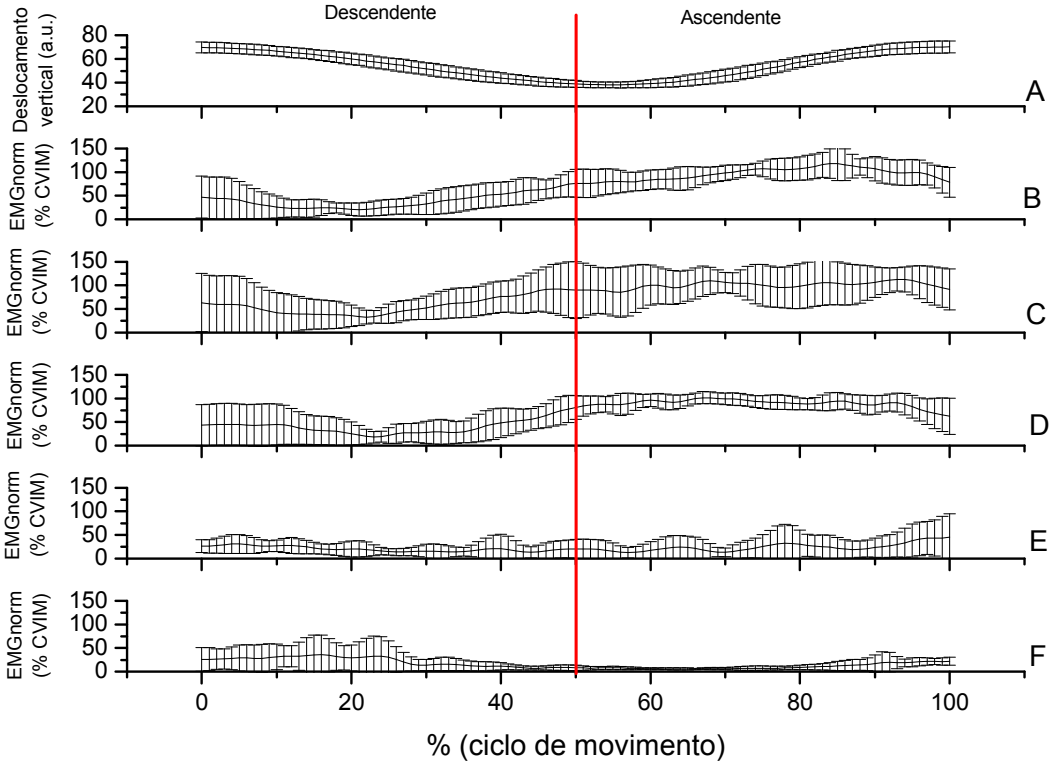

FIGURA 31 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Crucifixo horizontal executado na ordem invertida (P2)

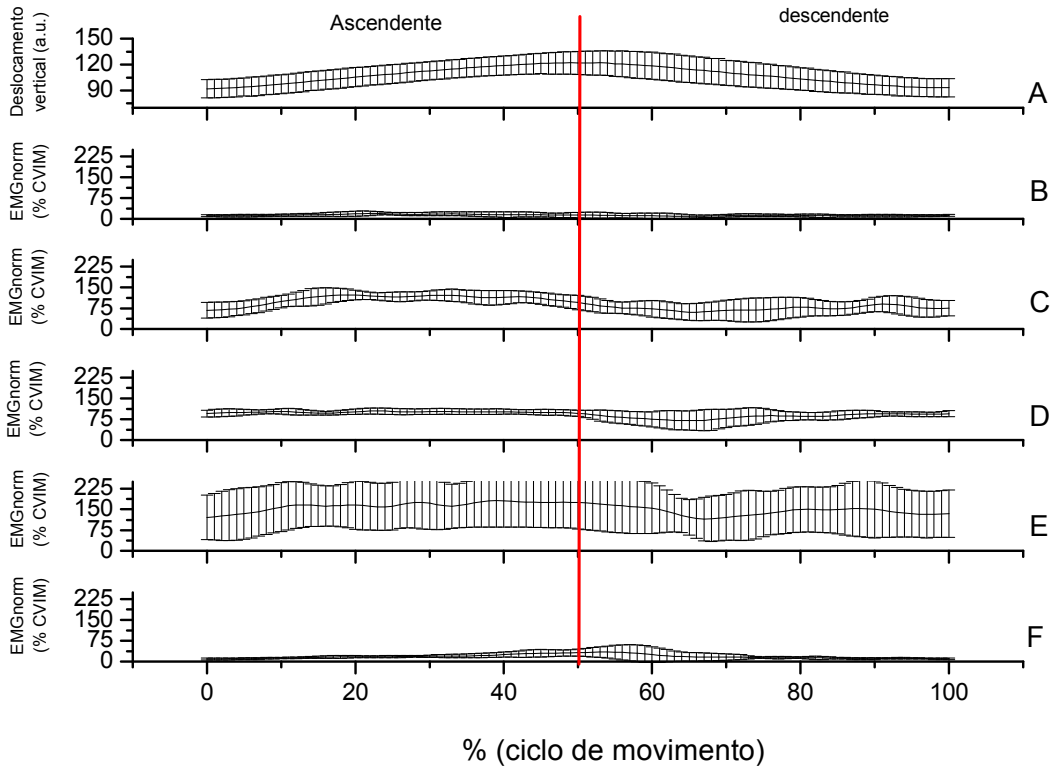

FIGURA 32 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Desenvolvimento pela frente executado na ordem invertida (P2)

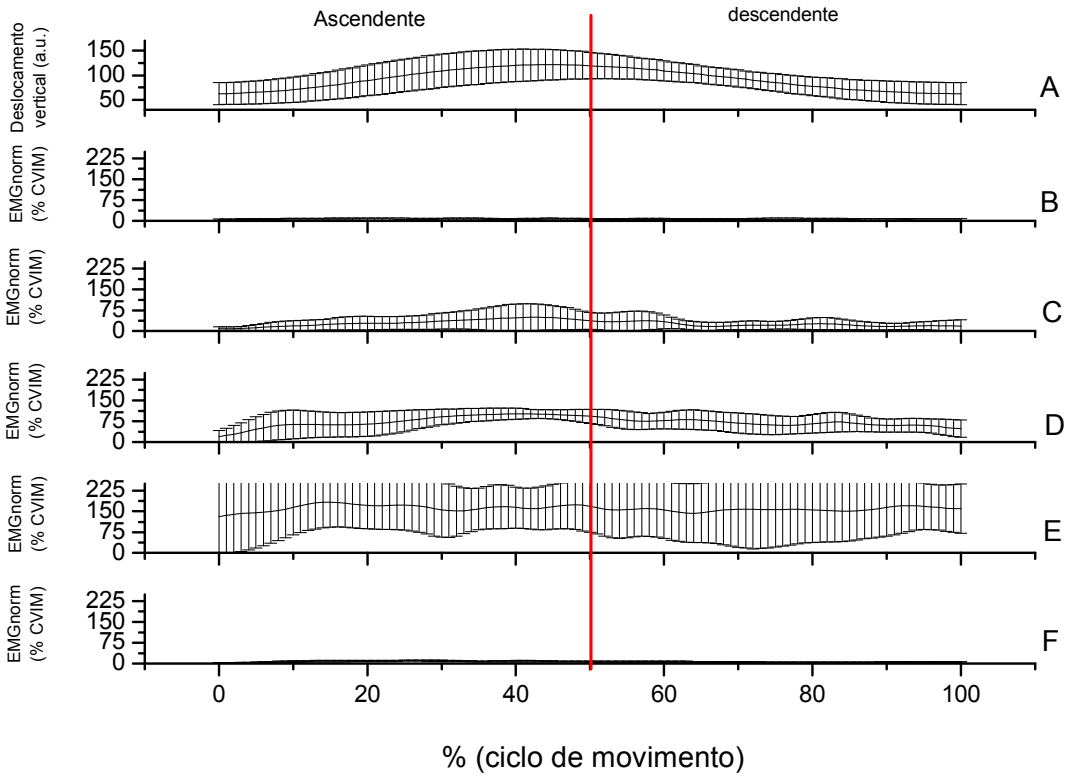

FIGURA 33 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Elevação lateral executado na ordem invertida (P2)

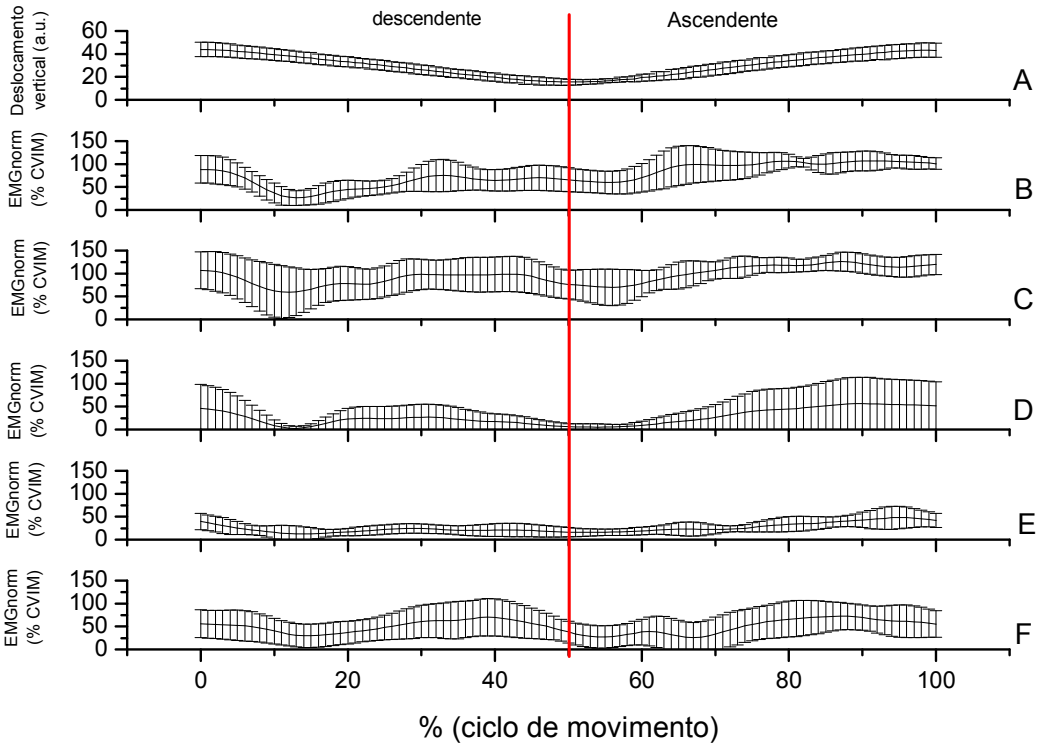

FIGURA 34 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Tríceps supino executado na ordem invertida (P2)

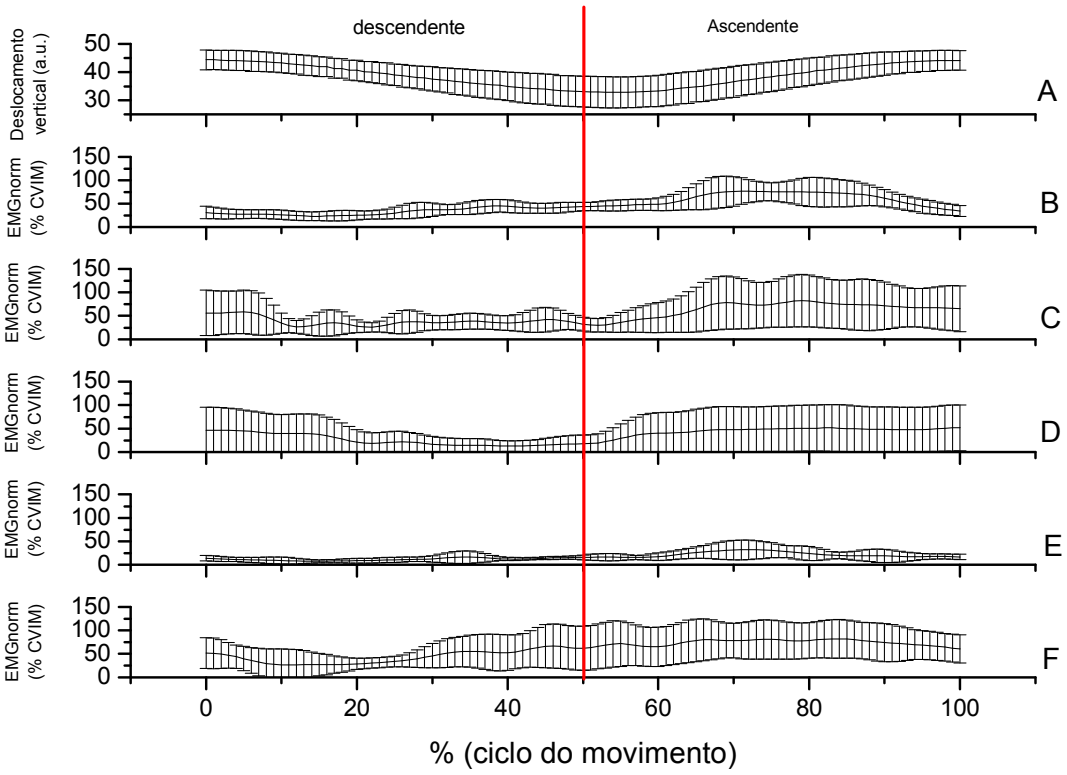

FIGURA 35 – Sinal EMG normalizado demonstrado pela média e desvio padrão do Envoltório linear, sendo (A) deslocamento vertical do implemento , (B) peitoral maior esternocostal, (C) peitoral maior clavicular, (D) deltóide anterior, (E) deltóide medial e (F) tríceps braquial cabeça longa. Tais dados são referentes ao exercício Tríceps testa executado na ordem invertida (P2)