

1 INTRODUÇÃO

Não obstante a popularização do treinamento de força e a necessidade de estimular as adaptações de um treinamento em direção a uma meta específica, as características ótimas de programas desse tipo de treinamento ainda contam com muitas incógnitas a serem fundamentadas na ciência (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2002). Dentre esses parâmetros pouco conhecidos, é possível destacar o efeito agudo que um exercício exerce sobre outro, ou seja, a manipulação da ordem dos exercícios em uma mesma sessão de treino.

Tal manipulação é importante porque esta interage com todas as outras variáveis do programa de treinamento. WATHEN (1994b) estabelece que os exercícios realizados em uma seqüência inadequada comprometem a capacidade do atleta manipular a carga e o volume necessários em cada exercício dentro de uma mesma sessão de treino.

Dessa forma, vários autores (ACSM, 2002; FLECK & KRAEMER, 1987; SFORZO & TOUEY, 1996; WATHEN, 1994a; ZATSIORSKY, 1995) 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.

Por outro lado, em meados dos anos 40 o canadense Joe Weider elaborou uma série de métodos para o treinamento de força. Dentre eles o método da pré-exaustão, o qual se enquadra nos *“Princípios para ajudar a classificar/ordenar os exercícios de força em cada sessão de treinamento”* (FAJARDO, 1999; HATFIELD, 2003). A pré-exaustão foi mais amplamente utilizada no início da década de 1970 por Arthur Jones (DARDEN, 1983) e teve este termo popularmente cunhado cerca de 10 anos mais tarde no âmbito do treinamento de força (DARDEN, 1983; SFORZO&TOUEY, 1996). Os adeptos deste método procuram executar primeiro exercícios monoarticulares para imediatamente depois, executarem exercícios multiarticulares sob a justificativa de impor maior estresse a determinado grupo muscular (DARDEN, 1983; FAJARDO, 1999; SFORZO&TOUEY, 1996). Contrariam,

assim, algumas recomendações do Treinamento Tradicional de Força, o qual preconiza que uma sessão de treinamento deve começar a partir de exercícios mais globais e terminar com exercícios que envolvam grupos musculares menores (ACSM, 2002; FLECK & KRAEMER, 1987; SFORZO & TOUEY, 1996; WATHEN, 1994; ZATSIORSKY, 1995).

Essas diferenças de estratégias geram inúmeras controvérsias durante a aplicação prática dos exercícios tanto no âmbito do treinamento quanto no âmbito da reabilitação (AUGUSTSSON, THOMEÉ, KARLSSON, 2004; DARDEN, 1983; EVERSON, 1994; FAJARDO, 1999; WATHEN, 1994a). Essa confusão surge porque, de modo geral, a questão da ordem dos exercícios de força dentro de uma mesma sessão de treino carece de maior sustentação científica pautada em investigações sistemáticas. Até o presente, poucos estudos atentaram para este problema (AUGUSTSSON et alii, 2004; SFORZO & TOUEY, 1996; SIMÃO, FARINATTI, POLITO, MAIOR, FLECK, 2005) e preocuparam-se predominantemente com o rendimento máximo que os sujeitos eram capazes de executar. Parâmetros intramusculares de controle neuromotor, bem como o comportamento da ativação muscular tem sido deixados de lado. Apenas um estudo (AUGUSTSSON, THOMEÉ, HÖRNSTEDT, LINDBLOM, KARLSSON, GRIMBY, 2003) objetivou analisar por meio da Eletromiografia (EMG) a influência da pré-exaustão e, conseqüentemente da ordem dos exercícios. Os resultados desse estudo mostraram pouca influência da utilização desse método para o aumento do recrutamento de unidades motoras.

Por conseguinte, reforça-se a necessidade de uma análise experimental, através da EMG, na busca de informações capazes de analisar qualitativa e quantitativamente a atividade muscular em função da manipulação da ordem de execução de diferentes exercícios comumente praticados não apenas no contexto esportivo, como também na esfera das academias, clubes, reabilitação e outros ambientes de prática de atividades físicas.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo é, por meio da EMG, investigar parâmetros temporais e de intensidade da ativação muscular que possam fundamentar a aplicabilidade dos exercícios supino e crucifixo, bem como manipulação da ordem destes inserida no método de pré-exaustão em uma sessão de treinamento. Para tanto, foram comparados dois protocolos experimentais: 1) aplicação do método da pré-exaustão (supino precedido pelo crucifixo) 2) aplicação das recomendações tradicionais (crucifixo precedido pelo supino).

2.2 Objetivos Específicos

A comparação supracitada, cujo objetivo foi entender a coordenação das ações musculares nos referidos exercícios, foi feita qualitativamente por meio de parâmetros temporais do sinal EMG e de parâmetros cinemáticos.

A análise quantitativa também foi abordada através da variável eletromiográfica *Root Mean Square* (RMS), indicadora da magnitude deste sinal e do recrutamento de unidades motoras. Ainda nesta abordagem, a duração da atividade muscular foi dividida em faixas de intensidade para estabelecer o percentual relativo de tempo de atividade em cada uma dessas faixas, conforme é explicado no item 4.5.

De acordo com a literatura especializada, os músculos analisados foram porção acrômio-clavicular do peitoral maior (PM), porção acromial do deltóide (DA) e porção longa do tríceps braquial (TB) em cada exercício nos dois diferentes protocolos.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Definição da pré-exaustão

A proposta da Pré-exaustão pode ser entendida de duas maneiras, segundo a investigação feita na literatura do treinamento. A primeira consiste em fatigar um grupo muscular mediante a realização de um exercício monoarticular para

imediatamente depois realizar outro exercício do mesmo grupo muscular, porém, com um caráter multiarticular. A intenção desta estratégia é explicada pelos autores (DARDEN, 1983; FAJARDO, 1999; SFORZO & TOUEY, 1996; WATHEN, 1994a) a partir da argumentação de que, em exercícios de força que envolvam dois ou mais grupos musculares é necessário burlar um ponto de limitação na execução o qual é alcançado quando o grupo muscular mais fraco entra em fadiga. Este ponto ocorre porque este grupo muscular mais débil impede a promoção de maiores estímulos sobre o grupo muscular mais forte, visto que este depende do primeiro para conduzir a carga no mesmo exercício. Segundo os mesmos autores, com a pré-exaustão, a utilização prévia do exercício monoarticular estimula anteriormente músculos mais fortes de forma que a posterior execução do exercício multiarticular já é iniciada com estes músculos mais fortes pré-fatigados. A segunda maneira de entender o método da pré-exaustão, descrita na literatura, consiste em eliminar o que foi chamado por FAJARDO (1999) de “elo débil”. Isto significa que, segundo a definição de TAN (1999), o objetivo da pré-exaustão é fatigar pequenos grupos assistentes (sinérgicos) de modo que, quando grupos musculares maiores (agonistas) são exercitados, estes precisarão gerar maiores forças para compensar os grupos musculares menores já fatigados. Permitindo, assim, maior trabalho do grupo muscular agonista.

Conforme exposto, a própria definição da pré-exaustão gera múltiplas interpretações entre os autores. A origem deste problema pode estar na inexistência de evidências experimentais que permitam caracterizá-la.

FAJARDO (1999) e SFORZO e TOUEY (1996), exemplificam o método, no exercício supino argumentando que uma pré-exaustão do tríceps braquial permite que a maior parte do trabalho para conduzir a carga recaia sobre o peitoral. Consideram, assim como na definição de TAN (1999), já mencionada, talvez uma interrelação entre diferentes grupos musculares capaz de transferir a condução de uma carga através de um maior ou menor recrutamento de unidades motoras entre os diferentes grupos musculares envolvidos no movimento de acordo com o nível de fadiga de cada um. Fato este ainda não evidenciado experimentalmente. DARDEN (1983), por outro lado, toma como exemplo a pré-exaustão de um mesmo grupo muscular, iniciando com o exercício “crucifixo” e a seguir, executando o Supino. Quanto aos exercícios para membros inferiores parece haver um acordo maior entre

os autores no que diz respeito a qual grupo muscular incidir primeiramente. DARDEN (1983), FAJARDO (1999) e, SFORZO e TOUEY (1996) concordam com a execução de “extensão de joelhos” anterior a execução do “agachamento” aplicando, desta forma, o método da pré-exaustão sobre o quadríceps. SFORZO e TOUEY (1996) e WATHEN (1994a), por sua vez, acrescentam ainda a “flexão de joelhos” anterior a execução do “agachamento”

Na TABELA 1 encontram-se listadas diferentes e usuais combinações de músculos e exercícios para serem executados aplicando-se o método da pré-exaustão. Encontram-se também, algumas sugestões de como praticar a pré-exaustão considerando número de séries, repetições e intervalos de descanso. Estes dados foram retirados predominantemente da Revista *Muscle & Fitness* cujos exemplares englobam os períodos de Janeiro de 1980 a Março de 1983 e de Agosto de 1993 a Maio de 2003.

Dois motivos conduziram o levantamento de dados nesta revista: 1) por considerar que elas são acessíveis a grande parte da população praticante do treinamento de força; 2) em virtude da falta de estudos em revistas científicas especializadas a única fonte de informação acerca da pré-exaustão recai sobre este tipo de periódico. Por esse motivo, as informações expressas na TABELA 1 podem refletir uma realidade passível de ser encontrada nos ambientes de prática.

TABELA 1 – Recomendações práticas da utilização do Método de Pré-exaustão encontradas na literatura do treinamento de força popularmente difundidas

Autor	Relação de músculos	Exemplo de combinações de exercícios	Séries 1º. Exercício	Repetições 1o. Exercício	Descanso entre Exercícios*	Séries 2o. Exercício	Repetições 2o. Exercício
MENTZER (1980)	Grande Dorsal / Grande Dorsal	Adução dos ombros atrás do pescoço + Puxador Atrás	1	6RM + 2 forçadas	<i>Imediato</i>	1	6RM + 2 com ajuda de outra pessoa
MENTZER (1981)	Quadríceps / Quadríceps	Extensão de Joelhos + Leg Press ou Leg press + Agachamento	1	6-8RM	<i>Imediato</i>	NC	6RM + 2 com ajuda de outra pessoa
DARDEN (1983)	Quadríceps / Quadríceps deltóides / Deltóides Peitorais / Peitorais	Leg press + extensão de joelhos + Agachamento Elev. Laterais + Desenvolvimento Crucifixo + Supino	1	20RM para exemplo de pernas apenas	<i>Imediato</i> ou entre 1 a 2 segundos	1	até exaustão
LITTLE (1993)	Peitorais / Peitorais Quadríceps / Quadríceps	Crucifixo + Supino Extensão de Joelhos + Agachamento	NC	Até exaustão	<i>Imediato</i>	NC	até exaustão
EVERSON (1994)	Quadríceps / Quadríceps	Extensão de joelhos + Agachamento	NC	NC	<i>Imediato</i>	NC	NC
SCHWARZENEGGER (1987)	Quadríceps / Quadríceps deltóides / Deltóides Peitorais / Peitorais	Extensão de Joelhos + Agachamento Elev. laterais + Desenvolvimento Crucifixo + Supino	NC	NC	NC	NC	NC

Continua

TABELA 1 – Recomendações práticas da utilização do Método de Pré-exaustão encontradas na literatura do treinamento de força popularmente difundidas

(cont.)

Autor	Relação de músculos	Exemplo de combinações de exercícios	Séries 1º. Exercício	Repetições 1o. Exercício	Descanso entre Exercícios*	Séries 2o. Exercício	Repetições 2o. Exercício
SFORZO & TOUEY (1996)	Tríceps / Peitorais	Extensão de cotovelos + Desenvolvimento + Supino	4	8RM ou até exaustão	3 min.	4	8RM ou até exaustão
FAJARDO (1999)	Peitorais / Peitorais Tríceps / Peitorais	Crucifixo + Supino Extensões Francesas + Supino	NC	NC	Imediato	NC	NC
Schwarzenegger (2000)	Peitorais / Peitorais Quadríceps / Quadríceps Deltóides / Deltóides Costas / Costas	Crucifixo + Supino Extensão de Joelhos + Leg Press Elevações + Desenvolvimento Pull Over + Remadas	1	10 a 12RM	Rápido	1	NC
Dobbins (2000)	Peitorais / Peitorais Deltóides / Deltóides	Crucifixo + Supino Elevações + Desenvolvimento	NC	NC	NC	NC	NC
Price (2002)	Peitorais / Peitorais	Crucifixo + Supino Inclinado e Pec Deck + Supino reto c/ Halteres	3	12 a 15	NC	3	8 a 5
Augustsson et alii (2003)	Quadríceps/Quadríceps	Extensão de Joelhos + Leg Press	1	10RM	Imediato	1	10RM ou até exaustão

1- NC = Não Comenta

2- Os termos em negrito e itálico demonstram as citações mais comuns

* Emprego dos termos utilizados pelos autores

A TABELA 1 apresenta pontos em comum. Tais similaridades dizem respeito, principalmente, às relações de grupos musculares a serem fatigados e às combinações mais comuns de exercícios. Desta forma, estas semelhanças foram oportunas para que este estudo optasse pelos exercícios crucifixo e supino para a aplicação do método da pré-exaustão sobre os músculos peitorais. Por outro lado, as sugestões sobre como pré-fatigar estes músculos variaram bastante, em especial, nos aspectos relacionados ao número de séries (1 a 4) e às repetições (6RM a 20RM) dos exercícios. As coincidências das sugestões, entretanto, ficaram por conta do descanso entre cada exercício (não há descanso) e do fato de que, independente do número de repetições de cada exercício, estas devem ser sempre máximas.

Outro ponto importante no entendimento da pré-exaustão diz respeito as suas possibilidades de aplicação. Para BOMPA (1999), o treinamento de força aplicado ao treinamento esportivo exige que atletas evitem o treinamento de músculos isolados como no culturismo. Para este autor, a proposta do treinamento de força nas modalidades esportivas é estimular habilidades esportivas, que são, geralmente, multiarticulares e de cadeia cinética fechada.

Porém, no planejamento do treinamento de atletas, a utilização da pré-exaustão é confusa. DARDEN (1983) e WATHEN (1994) defendem a utilização deste método em uma fase inicial do período de treinamento, que visa o desenvolvimento da hipertrofia dado o suposto aumento de estresse recebido por um grupo muscular, apesar de o atleta não conseguir conduzir altas cargas no exercício multiarticular. EVERSON (1994), por sua vez, sugere o uso do método da pré-exaustão nos estágios avançados do treinamento de culturistas. FAJARDO (1999) discorda destas asserções. Para este autor, a pré-exaustão não é aconselhável para o aumento de volume das fibras musculares pela reduzida carga que o atleta consegue conduzir no segundo exercício. WATHEN (1994), afirma ainda que a pré-exaustão, em uma segunda fase do período preparatório (que visa desenvolver a força), pode ser utilizada de forma específica em modalidades que exigem esforços máximos do atleta já fatigado. Todavia, estes dados apresentados não possuem nenhuma sustentação experimental, razão pela qual merecem uma crítica consistente e, sobretudo, baseada em investigações sistemáticas.

3.2 Evidências experimentais relacionadas à pré-exaustão

As argumentações de diversos autores (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2002; FLECK & KRAEMER, 1987; SFORZO & TOUEY, 1996; WATHEN, 1994a; ZATSIORSKY, 1995) para que as sessões de treino comecem com exercícios multiarticulares e terminem com exercícios monoarticulares podem ser compiladas da seguinte maneira: exercícios mais difíceis e mais valiosos para determinada modalidade, que requerem coordenação motora mais precisa e máximo controle neural, devendo ser executados em um estado de ausência de fadiga, ainda que seja difícil definir tal estado. Exercícios monoarticulares podem fatigar indevidamente alguns dos músculos críticos para o sucesso em exercícios multiarticulares. Movimentos multiarticulares podem servir de aquecimento para monoarticulares; A capacidade de atingir a maior força no menor tempo possível para determinada carga (potência) pode não ser produzida se músculos envolvidos em um movimento estiverem pré-fatigados por exercícios monoarticulares. No entanto, conforme destacado na introdução, a manipulação da ordem dos exercícios é um problema pouco investigado na comunidade científica. Assim, são poucos os trabalhos que avaliaram questões relativas à pré-exaustão. A seguir, encontram-se estudos que analisaram direta ou indiretamente essas questões.

ROONEY, HERBERT e BALNAVE (1994) objetivaram comparar os aumentos de força isotônica e isométrica nos flexores do cotovelo produzidos por um protocolo no qual os sujeitos levantavam um peso sem descanso entre as repetições com outro no qual os sujeitos descansavam 30 segundos entre as contrações. Os autores também controlaram a fadiga produzida em cada um destes protocolos. Neste caso, porém, o grau de fadiga foi associado em cada protocolo como o declínio de força isométrica dos flexores do cotovelo antes e depois dos levantamentos do peso. Para a mensuração da força isométrica, por sua vez, os autores deixavam os sujeitos sentados com os braços apoiados horizontalmente e as mãos supinadas. Eles eram, então, encorajados, em três tentativas, a exercer o máximo esforço para puxar uma alavanca fixa a uma corrente, que estava alinhada quase perpendicularmente ao antebraço e conectada em série a um transdutor de força *strain-gauge* preso ao solo. Os resultados finais deste estudo, após seis semanas de treinamento, mostraram maiores ganhos de força, tanto dinâmica quanto

isométrica, para o grupo que não descansou entre as repetições. Este mesmo grupo também experimentou maior nível de fadiga que o grupo que executou o descanso. Os autores puderam concluir, através de seus resultados, que treinamentos de alta intensidade que induzem à fadiga são importantes para o ganho de força, embora os mecanismos pelos quais a fadiga pode induzir este aumento ainda não estejam claros.

Todavia, esta discussão pode se tornar muito simplista visto que, contrariamente aos achados de ROONEY *et alii* (1994), FOLLAND, IRISH, ROBERTS, TARR e JONES (2002), encontraram evidências de que protocolos que induzem grandes níveis de fadiga não necessariamente provocam maiores ganhos de força em comparação àqueles que envolvem fadiga. Neste estudo, compararam os efeitos de dois protocolos de um treinamento bilateral do quadríceps femoral realizados em uma máquina de extensão de joelhos de resistência variável. Os protocolos foram denominados como Alta Fadiga (AF) e Baixa Fadiga (BF). O primeiro (AF) constituiu-se de quatro séries de 10RM com uma carga aproximada de 75% de 1RM. Já o segundo (BF), os sujeitos executaram 40 repetições com descanso de 30 segundos entre cada uma para minimizar os efeitos de fadiga. O estudo teve uma duração de nove semanas e foram mensurados e comparados o ganho de força em 1RM, o ganho de força isométrica, a relação Torque-Ângulo e a relação Torque-Velocidade. De modo semelhante ao estudo de ROONEY *et alii* (1994), o grau de fadiga também foi associado em cada protocolo como o declínio de força. Os principais dados que este trabalho trouxe foram os significativos e similares efeitos dos treinamentos de AF e BF em todas as variáveis observadas ao final do período de nove semanas. A conclusão que os autores chegaram é que grandes níveis de esforço físico parecem não ser um estímulo crítico para o aumento da força e do rendimento. Os autores, no entanto, reconhecem as limitações do estudo. Apontam para a importância de uma comparação intrasujeitos e assumem que foi necessário reduzir as cargas ao longo das quatro séries para o grupo AF para que fosse possível completar 10RM. Algo que provocou uma diferença na média da carga levantada entre os dois grupos (71,8% de 1RM para o grupo AF e 75% de 1RM para o grupo BF).

Dessa forma, o conhecimento disponível até o momento não permite conclusões acerca da influência da alta intensidade de treinamento para o ganho de força, conforme propõe a pré-exaustão. Parte desse problema se deve tanto ao desconhecimento geral dos fatores que interferem na adaptação muscular aos estímulos do treinamento quanto ao fato de que, nos estudos encontrados e discutidos anteriormente, variáveis internas do tecido muscular, como indicadores de fadiga e/ou lesão muscular, evidências de hipertrofia, acúmulo de metabólitos, adaptações das fibras musculares e/ou atividade elétrica do músculo, por exemplo, não foram monitoradas.

Segundo DARDEN (1983), quando se utiliza a pré-exaustão para a execução do segundo exercício, provavelmente, menos que a metade da carga usual é requerida. Mas, após a recuperação do estímulo há uma otimização de rendimento (que carece de comprovações) na preparação física do atleta. Além disso, o efeito agudo de um exercício sobre outro parece depender tanto do exercício quanto do grupo muscular envolvido, conforme propõe SFORZO e TOUEY (1996).

Estes autores compararam dois protocolos de manipulação da ordem dos exercícios. Em um dos protocolos, os sujeitos iniciavam a partir da execução de 8 repetições máximas (RM) exercícios multiarticulares e terminavam com 8 RM de exercícios monoarticulares (1º. Agachamento; 2º. Extensão de joelhos; 3º. Flexão de joelhos; 4º. Supino; 5º. Desenvolvimento; 6º. Extensão de cotovelos no puxador). E no segundo protocolo, caracterizado pela pré-exaustão, os mesmos sujeitos executavam a ordem inversa (1º. Flexão de joelhos; 2º. Extensão de joelhos; 3º. Agachamento; 4º. Extensão de cotovelos no puxador; 5º. Desenvolvimento; 6º. Supino). Os autores determinaram como parâmetros para análise de cada exercício o que chamaram de Força Total (FT) e a Taxa de Fadiga (TF). Os parâmetros utilizados para calcular a FT são mostrados na equação 1:

$$FT = C \cdot RM \quad (\text{equação 1})$$

Onde:

C = carga absoluta conduzida por cada sujeito

RM = repetições máximas executadas

A FT foi computada em cada série para cada exercício. A TF, por sua vez, foi calculada como a queda percentual na produção de FT entre as quatro séries que formavam o protocolo da pesquisa. 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 que as recomendações mais difundidas (multiarticular para monoarticular) são realmente capazes de proporcionar maiores estímulos para o desenvolvimento da força estimada a partir da FT. A performance no supino foi grandemente afetada pela pré-exaustão obtendo decréscimo de 75% no desempenho do segundo protocolo em relação ao primeiro. Já o agachamento foi menos afetado e obteve um decréscimo de 22% para as mesmas condições. Segundo os autores, esta maior sensibilidade da porção superior do corpo em relação à inferior 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 primeiro 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 possa 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 com o exercício de supino. Entretanto, o conceito de fadiga nesse estudo não é claro e completamente baseado em parâmetros indiretos relacionados ao desempenho. Ademais, a reprodutibilidade dos testes de carga máxima também não foi testada nessa investigação.

Em outro estudo, de modo semelhante SIMÃO *et alii* (2005) objetivaram examinar o efeito da ordem dos exercícios sobre o número de repetições executadas e a percepção subjetiva do esforço em uma sessão de treino de força para membros superiores. Para tanto, duas seqüências de exercícios com carga de 10RM foram conduzidas em três séries até a falência e testadas em duas diferentes sessões experimentais. A reprodutibilidade dos testes de carga máxima foi analisada via correlação de Pearson e apresentou valor mínimo de $r=0,96$. A primeira seqüência (A) deste estudo foi constituída da seguinte ordem de exercícios: 1) Supino livre; 2)

Puxador; 3) Desenvolvimento na máquina; 4) Rosca direta em pé; 5) Extensão de cotovelos na máquina. A segunda seqüência (B) iniciou a sessão de treino com exercício para pequenos grupos musculares na seguinte ordem: 1) Extensão de cotovelos na máquina; 2) Rosca direta em pé; 3) Desenvolvimento na máquina; 4) Puxador; 5) Supino livre.

Os resultados mostraram, dessa maneira, que a percepção subjetiva do esforço pareceu não ser influenciada pela ordem dos exercícios sugerida. O principal achado desse estudo, entretanto, foi que a ordem dos exercícios para membros superiores em uma única sessão afeta o número de repetições, de modo que quando um exercício é executado por último ou próximo do final de uma sessão de treino o número de repetições até a falência tende a diminuir significativamente ($p < 0,05$). Essa redução tende a acontecer até mesmo quando um grupo muscular não é o motor primário no exercício subsequente. Por exemplo, na seqüência B em que os exercícios supino e puxador foram executados no final da seqüência de treino, 28 e 8% menos repetições em média, respectivamente, foram executadas em comparação com a seqüência A. O mesmo efeito ocorreu com exercícios para grupos musculares menores. Na seqüência B, por exemplo, quando a rosca direta em pé e a extensão do tríceps na máquina foram executados primeiro, 14 e 6% mais repetições em média, respectivamente, foram executadas em comparação à seqüência A, em que estes exercícios foram executados no final. Desse modo, os autores sugerem que os exercícios mais importantes para atingir as metas de um programa de treinamento devem ser executados primeiro.

Contudo, os autores dos estudos citados anteriormente (SFORZO & TOUEY, 1996; SIMÃO *et alii*, 2005) avaliaram muito mais o desempenho motor no âmbito da carga externa que os indivíduos eram capazes de mobilizar do que o estímulo imposto aos músculos envolvidos com a manipulação da ordem do exercício. Visto que a atividade muscular não foi observada.

Em uma análise semelhante, no âmbito da reabilitação, AUGUSTSSON *et alii* (2004) avaliaram a sensibilidade de um protocolo que combinou pré-exaustão do quadríceps com o "hop test" para determinar déficits funcionais do membro inferior após a reconstrução cirúrgica do Ligamento Cruzado Anterior (LCA). A justificativa dos autores fundamentou-se em dados prévios que evidenciam que as lesões

tendem a ocorrer no final de uma prova esportiva, provavelmente, quando o participante está muito próximo à fadiga. Entretanto, após a reabilitação, os testes funcionais clínicos e/ou científicos que visam avaliar se o atleta está apto a voltar para a prática esportiva são normalmente feitos em condições isentas de fadiga. Desse modo, observar o desempenho durante o “hop test” em condições de fadiga poderia, segundo os autores, melhorar a possibilidade de avaliar os efeitos do programa de reabilitação. De fato, na análise de 19 pacientes com média de 11 meses de período pós-cirúrgico, o estudo encontrou um desempenho inferior do membro envolvido na lesão em relação ao membro não envolvido para as duas condições: pré-exaustão e sem pré-exaustão. Todavia, tal diferença de desempenho foi mais acentuada quando o “hop test” foi executado em condições de pré-exaustão.

Novamente, o estudo mencionado neste item fornece informações importantes apenas do ponto de vista do desempenho. Permanecem, assim, as questões relacionadas ao comportamento de grupos musculares isolados que participam de um mesmo movimento complexo como seus padrões de ativação temporal, recrutamentos de unidades motoras, ou mesmo, a exaustão destes mesmos grupos. Ademais, relações que consideram a magnitude do trabalho realizado anteriormente por estes músculos na mesma sessão de treino, isto é, a ordem dos exercícios é escassa. Foi encontrado apenas um estudo eletromiográfico que tenha investigado esta problemática. Neste, AUGUSTSSON *et alii* (2003) investigaram o efeito da pré-exaustão na ativação muscular do membro inferior durante o exercício “leg press”. Para tanto, cada sujeito realizou dois protocolos (1- pré-exaustão; 2- sem pré-exaustão) definidos aleatoriamente e com vinte minutos de intervalo de descanso entre eles. No protocolo 1, os sujeitos executaram uma série de extensão de joelhos com carga de 10RM imediatamente seguida por uma série de “leg press” também com carga de 10RM até a falência. E, no protocolo 2, os sujeitos executaram uma 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. Os resultados encontrados evidenciaram um efeito oposto ao sugerido pelo método da pré-exaustão. A utilização deste método de treinamento resultou em um decréscimo significativo ($p < 0,05$) da atividade EMG expressa como porcentagem da contração isométrica

voluntária máxima (CIVM) do reto femoral e do vasto lateral, ao passo que não houve alteração significativa na ativação do glúteo máximo. Para o músculo reto femoral a atividade atingiu cerca de 75% da CIVM, na condição sem pré-exaustão, e reduziu para aproximadamente 70% da CIVM, no protocolo sem pré-exaustão. Para o músculo vasto lateral esta redução partiu de cerca de 105% da CIVM para aproximadamente 100% da CIVM, nas condições sem pré-exaustão e com pré-exaustão, respectivamente. Já para o músculo glúteo máximo a atividade se manteve próxima de 65% da CIVM nas duas situações. Os autores concluíram que, segundo seus dados, o método da pré-exaustão deve ser reconsiderado 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.

De acordo com este contexto, observa-se carência de trabalhos concernentes à manipulação da ordem de exercícios na literatura especializada. Algo que impede a afirmação concreta de qualquer conjunto de idéias, tornando-as altamente especulativas. Portanto, torna-se mister a produção de estudos eletromiográficos, que visam a compreender o comportamento dos diferentes grupamentos musculares, na determinação da ordem dos exercícios em diferentes situações de treinamento e protocolos de pesquisa.

3.3 A Eletromiografia na análise do movimento humano

Eletromiografia (EMG) é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração (AMADIO & DUARTE, 1996; ARAÚJO, 1998; CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990). Em biomecânica, a utilização da EMG tem como propósitos fundamentais fornecer parâmetros de controle do sistema nervoso; funcionar como indicador de ativação muscular e padrões de movimento e também como indicador de processos de fadiga que ocorrem dentro do músculo (AMADIO & DUARTE, 1996; BROWN & STEIN, 1974; De LUCA, 1997; LIPPOLD, 1952; MOHAMED, PERRY, HISLOP, 2002; MORITANI e HERBERT 1978; ONISHI, YAGI, MOMOSE, IHASHI, HANDA, 1999).

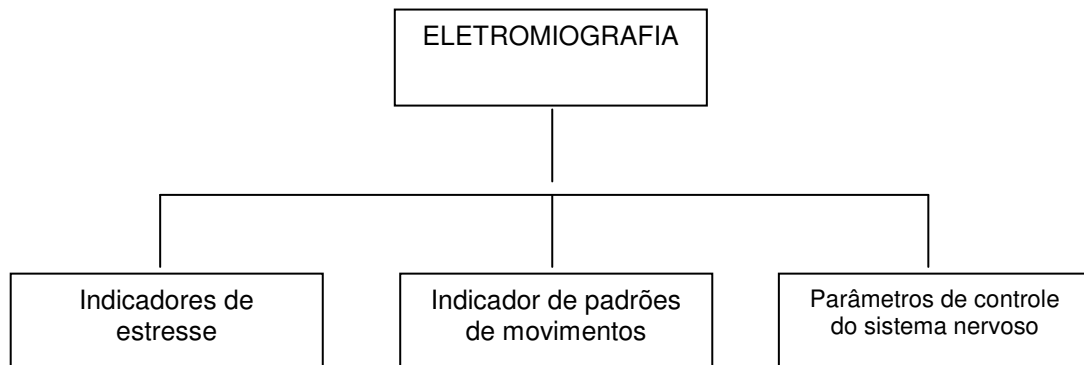


FIGURA 1 – Diagrama representativo das aplicações da eletromiografia em biomecânica (Adaptado de AMADIO & DUARTE, 1996).

Neste cenário, muitos objetos de pesquisa se desenvolveram favorecendo-se da EMG, tais como: na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação; na reeducação da ação muscular (biofeedback eletromiográfico); estudos da função de músculos durante posturas e movimentos selecionados; estudos de atividades musculares mais complexas como nos movimentos esportivos e ocupacionais; 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 do disparo de unidades motoras durante o movimento; estudos de fadiga; a relação entre EMG e força; a interação homem-máquina; estudos de ergonomia; além de estudos que investigam a especificidade e eficiência de métodos de treinamento, algo que vem ao encontro dos objetivos do presente estudo. (AMADIO & DUARTE, 1996; CLARYS & CABRI, 1993).

Neste sentido, é coerente elucidar algumas informações referentes aos princípios de medida que fundamentam a natureza e a captação do sinal eletromiográfico, bem como o tratamento do mesmo.

A natureza do sinal eletromiográfico remete-se ao mecanismo de contração muscular. De maneira geral, uma despolarização e repolarização da superfície da membrana da fibra muscular (sarcolema) são provocadas quando um motoneurônio

transmite o potencial de ação para a placa motora (uma junção sináptica especializada, localizada na superfície do sarcolema). O sarcolema é responsável pela transmissão desse impulso elétrico em ambas as direções da fibra e para o interior desta através de um sistema tubular transversal (Túbulos T). Isto resulta na liberação de íons cálcio (Ca^{2+}) do retículo sarcoplasmático, que se difunde rapidamente para os filamentos contráteis de actina e miosina, onde o ATP é hidrolizado para produzir ADP, calor e energia mecânica. A manifestação mecânica, em específico, é o deslizamento dos filamentos de actina e miosina do elemento contrátil (sarcômero), culminando com a contração muscular (BASMAJIAN & DeLUCA, 1985; CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990).

A despolarização e subsequente repolarização da membrana, do sistema de túbulos transversos e do retículo sarcoplasmático, gera um campo elétrico em toda a vizinhança das fibras musculares. Sob condições normais, um potencial de ação, que se propaga por um motoneurônio, ativa todos os seus ramos e, por sua vez, estes ativam todas as fibras musculares de uma unidade motora (KRNJEVIC & MILEDI, 1997; PATON & WAUD, 1967). Os eletrodos de superfície localizados neste campo elétrico conseguem detectar esta manifestação dos potenciais de ação causados pela ativação de muitas das fibras musculares sob sua superfície de captação do sinal. Desse modo, na eletromiografia de superfície, o sinal é a representação dos potenciais de ação provenientes de muitas Unidades Motoras (UM) ao mesmo tempo. Ou seja, 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, em um determinado ponto, durante um certo período de tempo. Contudo, a EMG de superfície é menos seletiva que a EMG intramuscular, não diferenciando a atividade de uma fibra ou de determinada UM em específico, mas sim, uma ativação conjunta de muitas delas (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; CLARYS & CABRI, 1993; DAY & HULLIGER, 2001; WINTER, 1990).

Uma representação esquemática desta situação é apresentada na FIGURA 2. No diagrama, n representa o número total de fibras musculares de uma unidade motora que está suficientemente perto do eletrodo para os potenciais de ação serem registrados por ele. Para simplificar, são descritas apenas as fibras musculares de

uma unidade motora. Os potenciais de ação associados com cada fibra muscular são apresentados do lado direito. Os potenciais individuais de ação de cada fibra muscular representam a contribuição que cada fibra muscular ativa faz ao sinal detectado no local do eletrodo (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; De LUCA, 1979). Por razões técnicas, o eletrodo captador é tipicamente bipolar e o sinal é amplificado diferencialmente. A forma do potencial de ação observado dependerá da orientação dos contatos do eletrodo com relação às fibras ativas. Para simplificar, na FIGURA 2, contatos do eletrodo estão alinhados em paralelo com as fibras musculares. Com este arranjo, os potenciais de ação observados das fibras musculares terão uma forma bifásica e o sinal das fases dependerá da direção que a despolarização de membrana muscular chega ao local da captação (GEDDES, 1972).

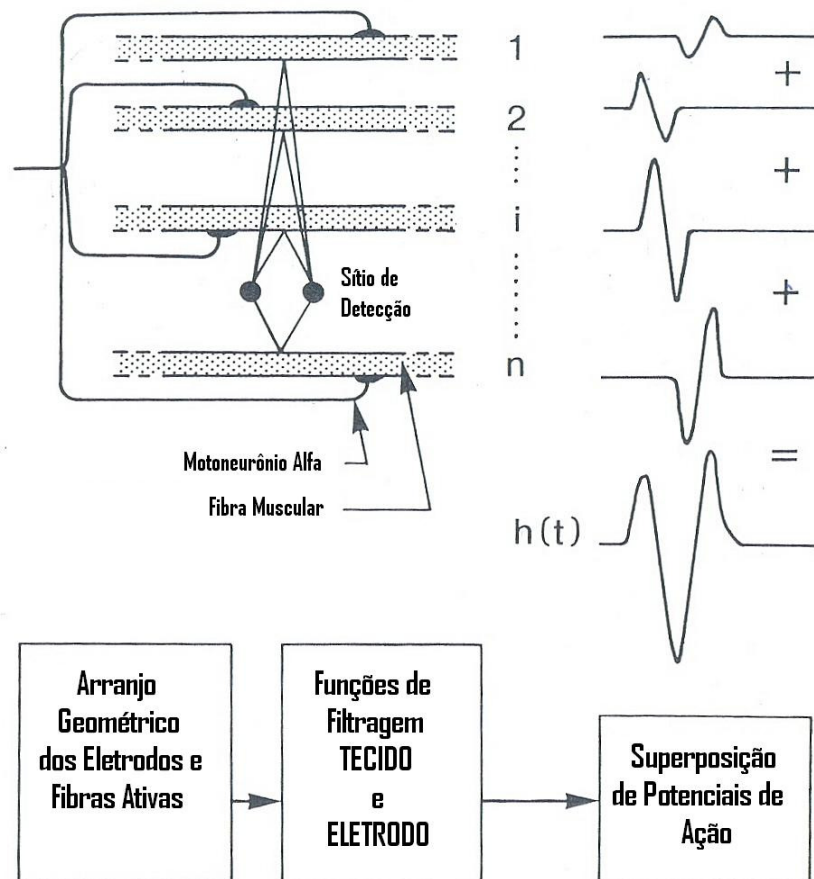


FIGURA 2 - Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. Adaptado de BASMAJIAN & De LUCA (1985).

No sinal EMG, as despolarizações da fibra muscular de uma unidade motora se sobrepõem no tempo. O sinal resultante, portanto, presente no local da captação constituirá uma superposição espaço-temporal das contribuições dos potenciais de ação individuais. Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso enviará uma seqüência destes potenciais, para que as unidades motoras sejam repetidamente ativadas, resultando em um trem de pulsos chamado Trem de Potenciais de Ação das Unidades Motoras (TPAUM). O sinal eletromiográfico (EMG) será a resultante da somatória destes trens, dados as várias unidades motoras envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular (FIGURA 3). Este sinal não é observável. Quando detectado o sinal EMG, um ruído elétrico também é introduzido. O sinal também é afetado pelas propriedades dos filtros do eletrodo e de todo o sistema de aquisição. Desse modo, o sinal observável é o resultante de todos esses fatores (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; De LUCA, 1979).

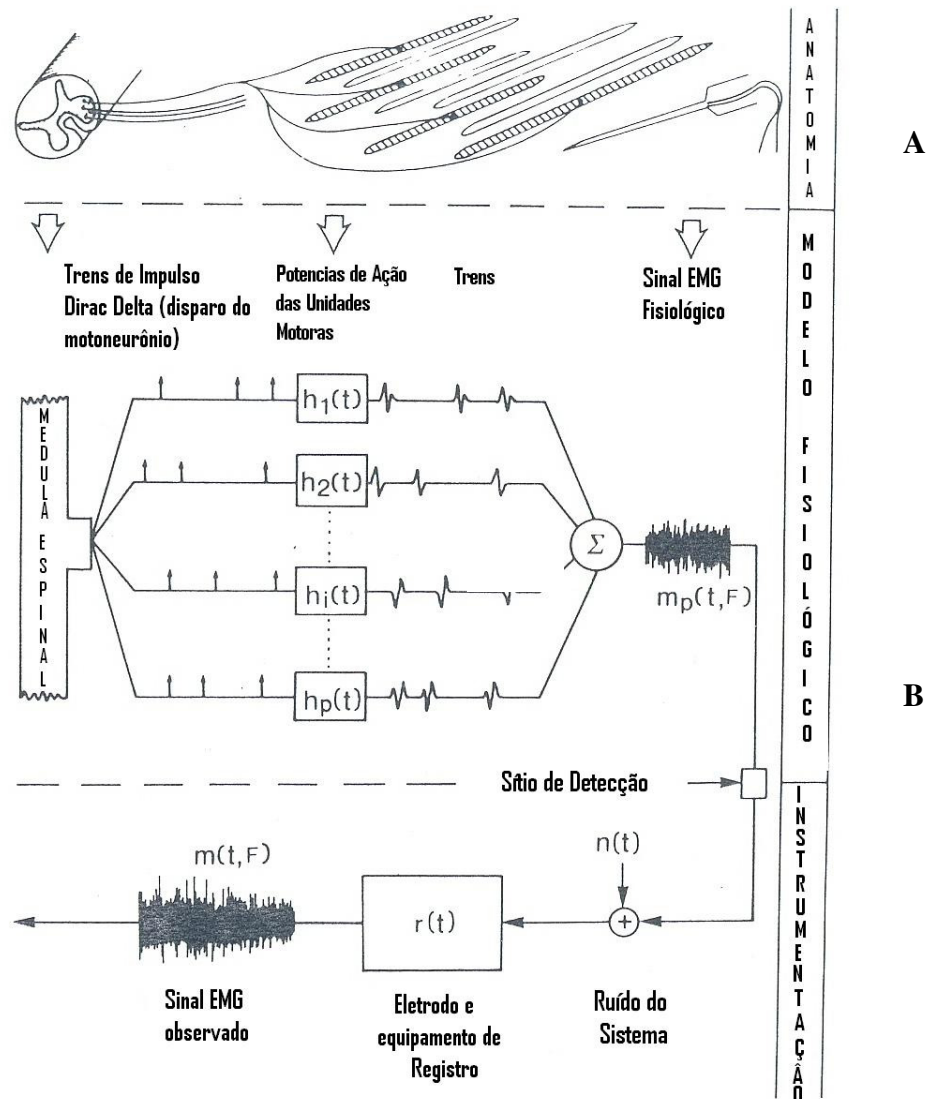


FIGURA 3 - Representação esquemática da geração do sinal eletromiográfico. A) aspecto anatômico. B) modelo fisiológico e instrumentação. Adaptado de BASMAJIAN & De LUCA (1985).

À medida que a produção de força pelo músculo aumenta, unidades motoras contendo fibras próximas à área de captação do eletrodo tornam-se ativas e mais TPAUMs serão detectados simultaneamente (BASMAJIAN & De LUCA, 1985). Embora, esse aumento na detecção do sinal EMG não tenha uma relação direta com a força muscular, pode sofrer interferência da intensidade de contração. Por exemplo, em uma contração forte, os PAUMs de diferentes TPAUMs podem estar sobrepostos, resultando em um traçado característico conhecido como traçado de

interferência (AMADIO et al, 1996; ARAÚJO, 1998). Este traçado é exibido na FIGURA 4. Na medida em que o número de TPAUMs detectados simultaneamente aumenta, torna-se mais difícil identificar todos os PAUMs de um trem em particular (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

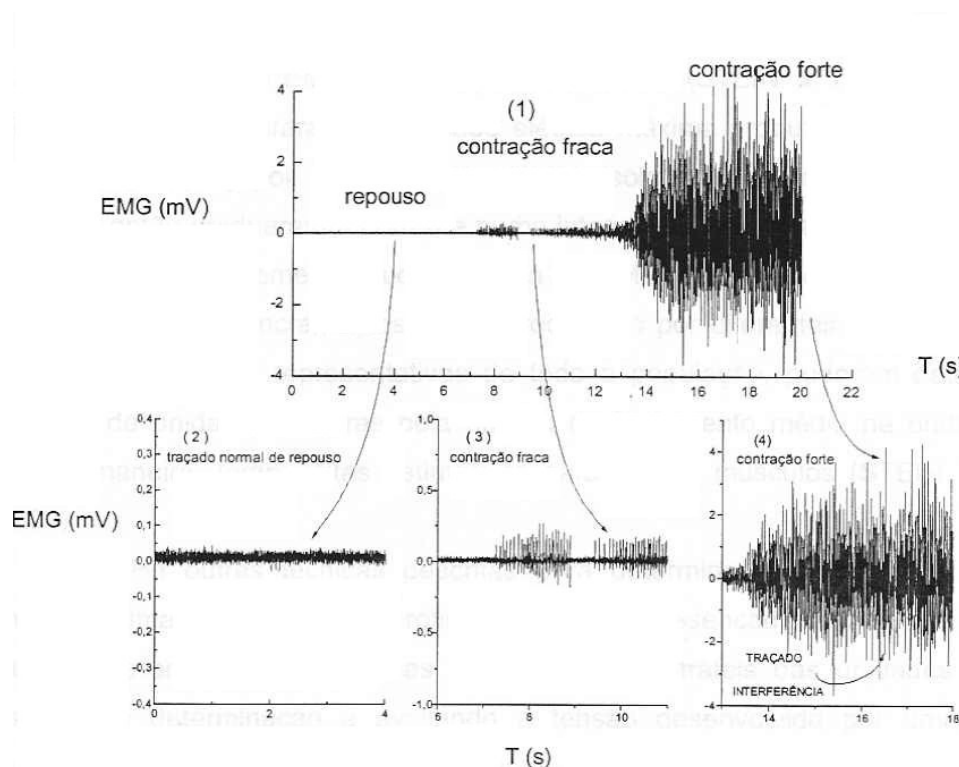


FIGURA 4 – Gráficos ilustrativos do traçado EMG em diferentes graus de atividade do m. bíceps braquial. Em (1), pode-se observar o traçado de repouso, em uma contração fraca e em uma contração forte. Os traçados também podem ser observados individualmente ao repouso (2) em que se registra a linha base; em contração fraca (3) em que se pode analisar os potenciais de ação e, em contração forte (4), em que se nota a sobreposição dos potenciais, caracterizando o traçado de interferência (Adaptado de ARAÚJO, 1998).

Conforme já ressaltado, estas relações com a intensidade da contração, contudo, não guardam associação precisa com a força muscular. A observação de que a amplitude do sinal EMG aumenta à medida que a força do músculo aumenta fornece apenas uma indicação qualitativa da relação entre essas variáveis (De

LUCA, 1997). Uma comparação quantitativa dessa questão ainda é muito incipiente e não faz parte do escopo deste trabalho.

Por causa de todos estes fatores expostos, a EMG torna-se bastante sedutora ao passo que proporciona acesso a processos fisiológicos que possibilitam ao músculo a geração de força e a produção de movimento. Permitindo, assim, uma infinidade de importantes aplicações (De LUCA, 1997). Entretanto, a EMG possui muitas limitações que devem ser bem compreendidas. Especial atenção deve ser dada para a interpretação do sinal eletromiográfico, porque este sinal está sujeito a muitas interferências. Tais interferências englobam os ruídos do campo eletromagnético presente no ambiente; os artefactos (falsos sinais gerados pelos eletrodos e pelo sistema de cabos) do próprio equipamento de aquisição do sinal EMG. Incluem também as limitações associadas à localização do eletrodo no ventre muscular e a preparação da pele para minimizar a resistência oferecida por esta; o deslocamento do eletrodo sobre a pele, assim como o deslocamento da própria pele sobre o músculo investigado na realização de movimentos; além da área do ventre muscular que está sendo investigado e a possibilidade da captação simultânea do sinal de outros músculos, que não apenas aquele de interesse (cross-talk); problemas de interpretação do sinal e terminologias errôneas estabelecidas por pesquisadores (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; CLARYS & CABRI, 1993; De LUCA, 1997; WINTER, 1990).

3.3.1 Aquisição do Sinal EMG

O avanço tecnológico na área computacional permitiu também um avanço na tecnologia dos sistemas de registro eletromiográficos para o estudo das diferentes ações musculares e para análise de movimentos voluntários complexos (CLARYS & CABRI, 1993; De LUCA, 2001). De maneira geral, este sistema, representado na FIGURA 5, é constituído por sensores (eletrodos), condicionadores de sinais (amplificadores e filtros), Conversor Analógico-Digital (CAD), microcomputador e programas para aquisição, análise e tratamento de dados. Esta configuração dos sistemas de registro EMG possibilita uma precisa aquisição, armazenamento e

posterior recuperação dos dados para análise (ARAÚJO, 1998). Por conseguinte, cada um destes componentes dos sistemas de registro EMG precisa ser comentado.

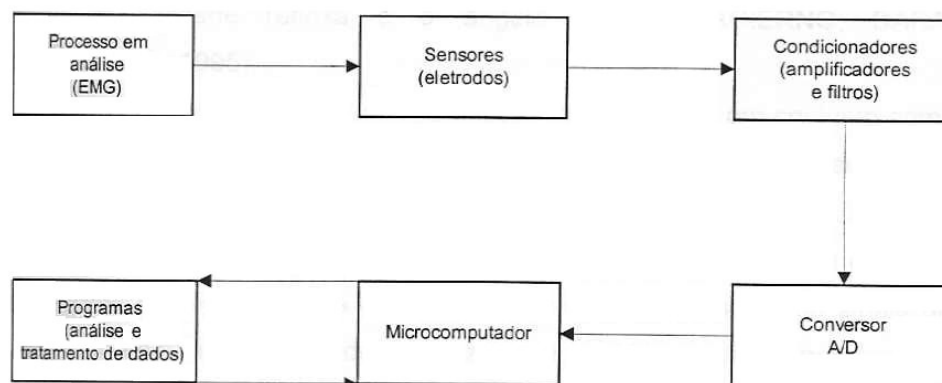


FIGURA 5 – Diagrama representativo dos sistemas de aquisição de dados para eletromiografia (Adaptado de ARAÚJO, 1998)

Os eletrodos são os sensores capazes de detectar o campo elétrico gerado nas fibras musculares como manifestação do potencial de ação de motoneurônios. De acordo com De LUCA (2001), ARAÚJO (1998) e De LUCA (1997), a tecnologia dos eletrodos evoluiu muito. Atualmente, portanto, é possível encontrar eletrodos auto-adesivos maleáveis feitos com plástico na face externa, um filme de prata como material condutor e o gel neutro auto-adesivo com interface eletrodo-pele. Este tipo de eletrodo permite considerável adaptação e fixação na pele. Existem ainda eletrodos com um sistema de pré-amplificação, que minimiza os problemas de artefatos adquiridos ao longo do trajeto dos cabos. Estes eletrodos são conhecidos como ativos, visto que além de estarem conectados aos fios condutores do sinal ao amplificador, também apresentam outros dois que alimentam o pré-amplificador, permitindo um aumento do sinal no eletrodo. Para WINTER (1990), a maioria das EMGs requer dois eletrodos sobre o sítio previamente escolhido do músculo. Desse modo, a voltagem da onda que é registrada é a diferença do potencial entre estes dois eletrodos. Assim, quanto menor a distância entre estes dois eletrodos, menor a área de superfície de captação do sinal EMG. Observa-se, dessa maneira, menor duração dos PAUMs e maior diferença deste potencial no tempo do que o sinal registrado por um simples eletrodo. Dessa forma, o espectro de freqüências EMGs

obtidos com eletrodos muito próximos tende a ter mais componentes de alta frequência. Por conseguinte, 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). Todavia, ainda é impossível trilhar o recrutamento de UMs específicos dentro do músculo durante a contração gradual. Isto ocorre, porque somente uma fração de todos os PAUMs podem ser registrados seja com eletrodos invasivos ou de superfície. Portanto, os eletrodos registram PAUMs mais próximas de sua área de captação como mais intensas e os mais distantes como de menor amplitude (ARAÚJO, 1998; BASMAJIAN & De LUCA, 1985; CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990).

A extensão de amplitudes do sinal EMG de superfície varia de 0,01mV até um máximo de 5mV (WINTER, 1990). Este sinal é, portanto, muito pequeno e exige um dispositivo que permita tornar sua intensidade grande o suficiente para ser mensurada acuradamente. Os amplificadores fazem este papel dentro do sistema de registro EMG. Os amplificadores são dispositivos que aumentam a amplitude da tensão elétrica que esta sendo monitorada, tornando mais visível o pequeno sinal elétrico registrado nos instrumentos de captação do sinal (ARAÚJO 1998). Uma característica muito comum neste dispositivo é o mecanismo de ganho. Isto é, um relacionamento entre a amplitude da voltagem do sinal de entrada e a amplitude da voltagem do sinal de saída do amplificador. Ainda sobre o mecanismo de ganho, os amplificadores do sistema de aquisição EMG devem possuir o recurso da sensibilidade, ou seja, apresentar a possibilidade de o usuário ajustar o ganho do amplificador. Um bom amplificador deve possuir uma extensão de ganho de 100 a 10.000. Esta, considerada uma boa extensão dinâmica tal que o maior sinal EMG não consegue a exceder e não corre o risco de ser saturado. Este mecanismo é importante, pois o sinal EMG é a soma algébrica de muitos PAUMs e deve, além de estar livre de ruídos e artefactos, também apresentar-se sem distorção. Para tanto, o sinal deve ser amplificado linearmente ao longo de toda a extensão de ganho do amplificador e do sistema de aquisição de dados. Isto significa dizer que sinais de alta amplitude devem estar amplificados tanto quanto sinais de baixa amplitude. A escolha do ganho, contudo, depende do que será feito com o sinal de saída. (ARAÚJO, 1998; WINTER, 1990). Por exemplo, se o sistema de ganho está

configurado como 1000V/V, a ocorrência de um pico de 1V na saída do sinal corresponde a 1mV (1/1000V) no sinal de entrada. O procedimento de dividir a amplitude do sinal de saída pelo ganho de todo o sistema para obter-se a amplitude do sinal de entrada é útil para comparar características do sinal e do ruído que não estão relacionadas com a origem do sinal (De LUCA, 2001).

Outra característica importante dos amplificadores biológicos reside no fato de eles precisarem ter alta impedância (resistência) de entrada em relação à impedância dos eletrodos. Isto é necessário para que não seja permitido ao amplificador retirar muita corrente elétrica do tecido biológico. Caso isto ocorra, são registradas alterações que não estão relacionadas com os movimentos iônicos que realmente ocorrem nos tecidos. Em vista disto, na EMG de superfície sabe-se que a interface eletrodo-pele possui uma impedância finita a qual depende de muitos fatores: da espessura da camada de pele, da temperatura e da limpeza da pele antes da colocação do eletrodo. Diante destes fatores, uma preparação adequada da pele é de extrema importância para evitar atenuação do sinal EMG para o amplificador. Tal importância é justificada porque o fluxo de corrente gerado pela interface eletrodo-pele em direção aos terminais de entrada do amplificador sofrem uma queda de voltagem. Desse modo, esta voltagem é menor do que o sinal de voltagem EMG produzido realmente. Com uma pele bem preparada esta queda de voltagem é menor, visto que a impedância da interface eletrodo-pele diminui bastante. Adiciona-se a isto a alta impedância do amplificador, esta queda de voltagem fica muito próxima do sinal desejado. (ARAÚJO, 1998; BASMAJIAN & De LUCA, 1985; WINTER, 1990)

No domínio da resposta da frequência do sinal EMG, e ainda em relação aos amplificadores, sabe-se que a maior parte deste sinal está concentrada em frequências entre 20 a 200 Hz (WINTER, 1990). Assim, da mesma maneira como ocorre com a amplitude do sinal, os amplificadores devem aumentar uniformemente toda a faixa (banda) de frequências contidas neste sinal. O espectro de frequências da EMG tem sido amplamente relatado na literatura com uma extensão entre 5 a 2000Hz. Para eletrodos de superfície, os quais registram PAUMs de maior duração, a densidade espectral possui geralmente frequências não muito maiores que 1000Hz. Em circunstâncias típicas o sinal detectado pela EMG de superfície contém

pouca energia acima de 400Hz (De LUCA, 2001). Desse modo, uma extensão de freqüências recomendada para EMG de superfície para ser especificada no amplificador é de 10 a 1000Hz. Dessa forma, a proporção de voltagem pico-a-pico do sinal EMG deve permanecer constante sobre este espectro de freqüências para assegurar que os potenciais registrados sejam fielmente reproduzidos pelo processo de amplificação. Qualquer sinal composto por freqüências acima ou abaixo da banda particular do amplificador será atenuado em amplitude relativa. Este procedimento é importante para diminuir a incidência de sinais não desejáveis que interferem no registro EMG (ARAÚJO, 1998; CLARYS & CABRI, 1993; WINTER, 1990).

Por outro lado, mesmo o sinal não eliminado também não está livre da interferência de ruídos, artefatos ou mesmo outros sinais fisiológicos. O sinal elétrico do coração, por exemplo, contém freqüências em torno de 100 Hz, e não é possível eliminá-lo, especialmente quando se monitora atividade muscular ao redor da região torácica, como será o caso deste estudo. Os ruídos da corrente elétrica do ambiente que alimenta todo maquinário elétrico e a iluminação fluorescente possuem interferência de 60 Hz, a qual também não pode ser eliminada com a utilização de filtros, conforme será melhor explicado adiante. O movimento de artefato, por sua vez, possui freqüências entre 0 a 10Hz e não causam problemas, uma vez que podem ser filtrados. A qualidade dos cabos, porém, também podem alterar a linha base da EMG exigindo por vezes, que sejam trocados. Estas interferências inerentes do sinal EMG acontecem porque o corpo humano é um bom condutor de eletricidade e funciona como uma antena que capta radiação eletromagnética presente no ambiente. A principal radiação é a de 60 Hz proveniente da corrente elétrica do ambiente, conforme já destacado, de modo que pode haver um sério prejuízo do sinal EMG. Em amplitude, no entanto, esta interferência é muito maior (100mV ou mais) que o maior sinal EMG registrado, e poderia impedir a visualização do sinal desejado. Dessa maneira, amplificadores simples registram todos os movimentos iônicos debaixo de cada eletrodo possibilitando observar esta interferência. Este fenômeno ocorre porque, em virtude de o corpo humano funcionar como uma antena, este sinal de interferência é visto igualmente em qualquer sítio. De modo contrário, diferentes sinais EMG são detectados em cada eletrodo, já que duas superfícies de registro tendem a “ver” diferentes potenciais para um dado evento bioeletroquímico.

Para minimizar consideravelmente este problema, os sistemas de registro EMG utilizam amplificadores diferenciais em detrimento de amplificadores simples. Amplificadores diferenciais tomam a diferença entre os sinais dos dois terminais ativos dos eletrodos. Procedendo desse modo, estes amplificadores rejeitam os sinais comuns (ruído do ambiente, interferência de 60Hz, etc.) presentes com igual amplitude em cada terminal ativo cancelando-os e, obviamente, preservando os sinais diferentes. Dessa forma, o sinal de saída é uma versão amplificada da diferença entre dois sinais EMGs dos dois eletrodos ativos. Esta rejeição dos sinais iguais é feita em uma certa taxa e, todavia, uma perfeita subtração nunca ocorre. Esta taxa é chamada de Taxa de Modo Comum de Rejeição (TMCR), e representa uma medida do quanto de sucesso esta subtração obteve. Observa-se, portanto, que este ruído está sempre presente a menos que o equipamento de aquisição esteja funcionando com bateria sem a presença de fonte de energia elétrica doméstica. A magnitude deste ruído pode ser observada na linha base quando não há registro EMG (ARAÚJO, 1998; BASMAJIAN & De LUCA, 1985; WINTER, 1990).

O sinal EMG, como todo sinal biológico tem origem analógica. Os dados adquiridos e que serão posteriormente manipulados no computador, portanto, devem ser convertidos em sinais digitais. Este procedimento é realizado por um Conversor Analógico-Digital (CAD), cujas faixas de coleta e tempo de processamento são especificadas. (ARAÚJO, 1998). Todo CAD tem um número fixo de “bits”¹ disponível para quantificar a voltagem de entrada do sinal detectado. O número de bits diz respeito à resolução da conversão analógico-digital. Os mais comuns são 8, 12 ou 16 bits. Quanto maior o número de bits, maior é a resolução dessa conversão e, portanto, maior é a fidelidade da medida. A FIGURA 6 apresenta esse conceito de quantificação para um CAD de 4 “bits”. O número de valores descritos por um número x-bits é calculado pela expressão 2^n , onde n é o número de bits. Assim, 4 bits ($2^4 = 16$) apresenta 16 níveis dentro da faixa de voltagem adquirida. Dessa maneira, a possibilidade de resolução dobra para cada bit que é adicionado (De LUCA, 2001).

¹ Valores de dados que podem ser representados somente por um número limitado de dígitos. No caso dos computadores: zero e um.

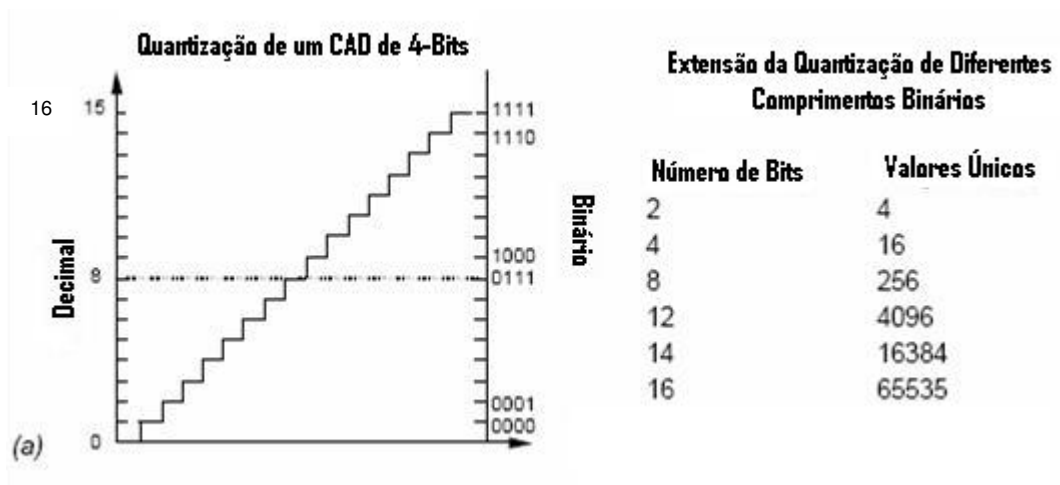


FIGURA 6 – (a) Resolução de um CAD de 4 bits. As faixas de 0 a 16 estão escaladas para representar a extensão total de voltagem de entrada. (b) Extensão da resolução como função do número de bits. A possibilidade de resolução dobra para cada bit que é adicionado. (Adaptado de De LUCA, 2001)

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 deve 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*”, que se resume a uma reconstrução incorreta do sinal com mudança do seu espectro de freqüências (ARAÚJO, 1998; De LUCA, 2001). A FIGURA 7 ilustra esse efeito indesejável para uma curva senóide de 1Hz adquirida com uma taxa de amostragem de $\frac{4}{3}$ Hz.

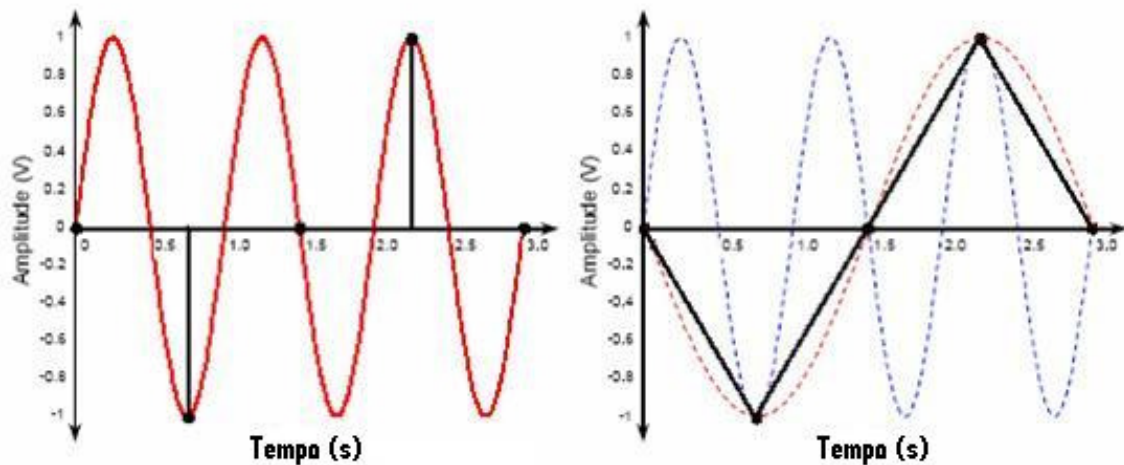


FIGURA 7 – (a) Amostragem de uma curva senóide de 1V de amplitude e 1 Hz de freqüência a $\frac{4}{3}$ Hz. (b) Reconstrução da senóide amostrada com $\frac{4}{3}$ Hz produziu um sinal com $\frac{1}{3}$ Hz. A curva original foi subamostrada (Adaptado de De LUCA, 2001)

3.3.2 Tratamento do Sinal EMG

Para CLARYS e CABRI (1993) o sinal EMG original, devido a sua complexidade, é adequado somente pra interpretação qualitativa visual. A presença de artefactos não é desejada e pode invalidar até a mais sofisticada técnica de processamento aplicada. Ademais, o sinal original, para estes autores, pode trazer informações interessantes acerca das relações fásicas entre vários músculos. Ou seja, identificando os estados “ligado” ou “ativo” e “desligado” ou “inativo” de músculos durante um movimento. Segundo WINTER (1990), o sinal EMG original adquirido é, portanto, usualmente submetido a um processamento. Para este autor, é necessário processar este sinal uma vez que ele pode não ser adequado para comparação, registro ou correlação de algumas medidas da função muscular com outros sinais biomecânicos e/ou fisiológicos.

Dessa forma, De LUCA (1997) e CLARYS e CABRI (1993) reconhecem que a quantificação do sinal EMG é necessária para possibilitar os pesquisadores compararem resultados não somente em seus próprios laboratórios, mas também entre laboratórios. Entretanto, ainda segundo estes autores, as várias maneiras de

interpretar esse sinal também resultaram em mais confusão relacionada a terminologias, padrões de metodologia e processamento, entre outras, de maneira que comparações entre estudos são, amiúde, difíceis de serem feitas.

Como o sinal EMG é registrado com amplificadores biológicos com corte nas Baixas frequências ($\sim 10\text{Hz}$), a média dos sinais no domínio do tempo terá sempre valor próximo de zero. Dessa forma o sinal original precisa ser retificado. Este procedimento pode ser feito, predominantemente, de duas maneiras: mediante a Retificação de Meia-Onda. Isto é, um processo em que todos os valores negativos do sinal são eliminados do processo de análise, ou por intermédio da Retificação de Onda-Completa. Ou seja, somente as magnitudes absolutas do sinal são consideradas. Este segundo tipo de processamento tem a vantagem de preservar o sinal original. O sinal retificado pode servir como um dado de entrada para outros processamentos (AMADIO & DUARTE, 1996; ARAÚJO, 1998; WINTER, 1990). Por isso, a forma que melhor se ajusta para retificar o sinal depende das intenções do estudo.

Outro procedimento possível de ser efetuado tanto com o sinal original quanto retificado é a filtragem, pois as respostas excitatórias do tecido muscular e nervoso têm faixas de frequências características. Desse modo, a filtragem visa a preservar ao máximo essa faixa de frequências que caracteriza o sinal e eliminar ruídos. Estes ruídos que podem estar presentes no sinal EMG podem advir tanto do ambiente externo como do próprio sistema de aquisição e podem, em parte, serem removidos eletronicamente por um dispositivo denominado filtro digital. Assim, considerando, que altas frequências não estão normalmente associadas com os fatores contráteis do músculo, o procedimento de alisamento da curva objetiva à redução das ocorrências de registros de alta frequência. Este processo é permitido uma vez que, a digitalização de sinais elétricos permite completa manipulação matemática dos dados por meio dos filtros digitais. Para reduzir as altas frequências, pode-se utilizar um filtro digital passa baixa (ARAÚJO, 1998). De maneira geral, os filtros digitais são produtos de vários artifícios de média ponderada. Isto é, um sinal analógico depois de devidamente digitalizado e condicionado é considerado uma amostra. Uma vez amostrado, o sinal é definido por uma seqüência numérica representando a amplitude da voltagem em um específico instante no tempo. Assim,

uma janela com “n” amostras representando todos os dados é criada. Cada valor (x) da amostra (x_i a x_n) é, então, multiplicado por um fator de peso específico (h_i a h_n). O valor de saída do filtro (y_i), por sua vez, é calculado pela soma de todos esses valores, conforme aponta a equação 2 (De LUCA, 2001):

$$y_i = \sum_{k=i-n}^i h_k x_k \quad (\text{equação 2})$$

Onde:

k = índice de soma

i = índice da amostra

n = número de amostras

x = valor de entrada do sinal

y = valor de saída do sinal filtrado.

Desse modo, os filtros digitais podem ser programados para limitar o espectro de freqüências do sinal atenuando certas faixas (bandas) de freqüências e permitindo que outras se mantenham, conforme ilustra a FIGURA8.

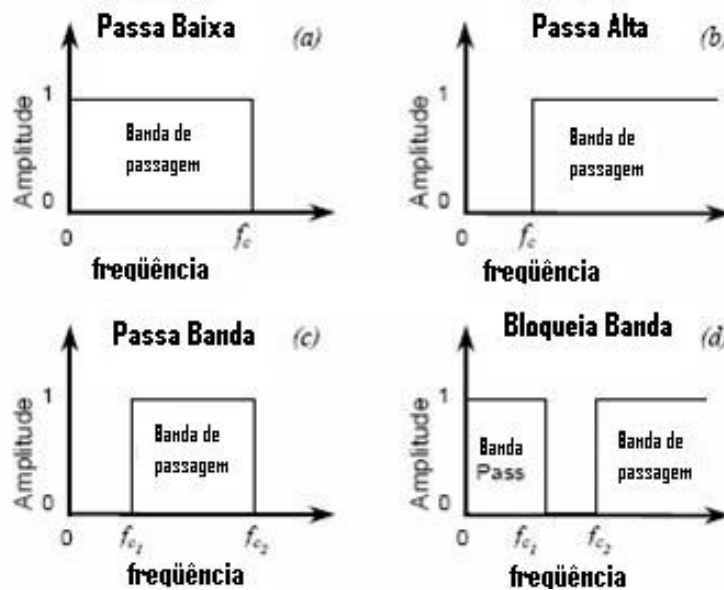


FIGURA 8 – Quatro tipos básicos de filtro. Freqüências onde a amplitude é 1 está definida como a banda de passagem, enquanto freqüências nas quais a amplitude é zero as freqüências são atenuadas. (a) Filtro Passa-Baixa: todas as freqüências maiores que f_c são atenuadas para zero. (b) Filtro Passa-Alta: todas as freqüências menores que f_c são atenuadas para zero. (c) Filtro Passa-Banda: todas as freqüências menores que f_{c1} e acima de f_{c2} são atenuadas para zero. (d) Filtro Bloqueia-Banda: todas as freqüências maiores que f_{c1} e abaixo de f_{c2} são atenuadas para zero. (Adaptado de De LUCA, 2001)

Para a especificação dos limites de freqüência do filtro é importante o estabelecimento de uma freqüência de corte (f_c). Em muitos casos a f_c é definida como a freqüência na qual a energia do sinal de saída do filtro é metade daquela de entrada. Desse modo, para um filtro passa - baixa, a f_c estabelece que a voltagem de saída adquira um valor de aproximadamente 0,707 a do valor de entrada. Em unidades logarítmicas de decibel, este valor teria uma atenuação de -3dB . Por esse motivo, a f_c é conhecida como “freqüência 3dB” (De LUCA, 2001).

Através desse conceito, observa-se, por conseguinte, que a transição entre a banda de passagem e a banda de bloqueio, não se dá de forma descontínua e abrupta conforme ilustrada na FIGURA 8, a qual mostra o comportamento de filtros ideais. Na prática, há uma zona de transição a qual é definida como uma região onde

a transmissão do sinal aumenta da banda de passagem para banda de bloqueio ou vice-versa. Naturalmente, quanto mais estreita essa zona de transição é, mais complexo é o filtro. Essa complexidade do filtro caracteriza sua “ordem”. Assim, o filtro mais simples é o de primeira ordem. Considerando a atenuação do filtro em unidades logarítmicas de decibéis, a banda de transição desse filtro atenua o sinal de entrada em -20dB para cada 10 vezes o aumento na freqüência (diz-se -20dB/década). Um filtro de segunda ordem, por sua vez, tem uma atenuação de -40dB/década, e sua performance é, portanto, o dobro do primeiro, o que o torna muito mais complexo (De LUCA, 2001). A atuação desses dois filtros está exemplificada na FIGURA 9.

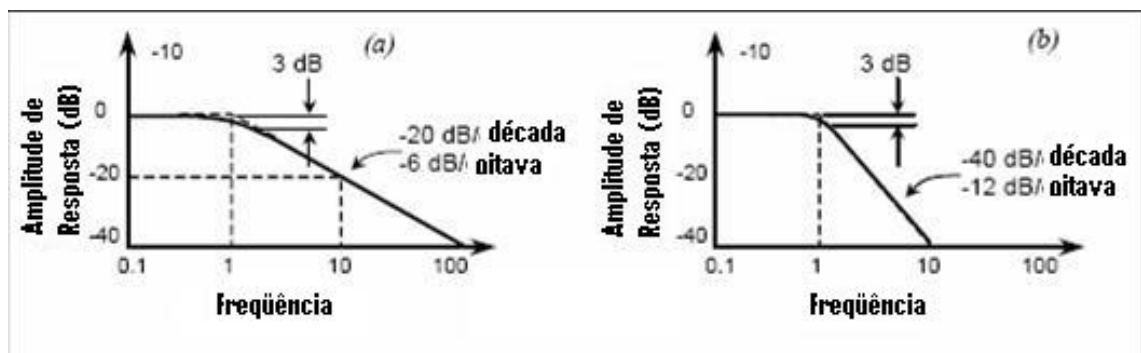


FIGURA 9 – (a) Filtro passa - baixa de primeira ordem. As freqüências de entrada acima da freqüência de corte são atenuadas em -20 dB a cada aumento na freqüência por um fator de 10. (b) Filtro passa – baixa de segunda ordem. A inclinação da curva demonstra que a magnitude da resposta desse filtro para a atenuação das freqüências de entrada é o dobro daquela do filtro de primeira ordem em (a).(Adaptado de De LUCA, 2001)

O sinal processado com o filtro passa - baixa é, por sua vez, denominado de Envoltório Linear. Este sinal mostra a tendência da EMG e se assemelha bastante com o padrão da curva de tensão, embora esta semelhança ainda seja alvo de muitas discussões.

A FIGURA 10 ilustra os procedimentos de tratamento do sinal EMG descritos.

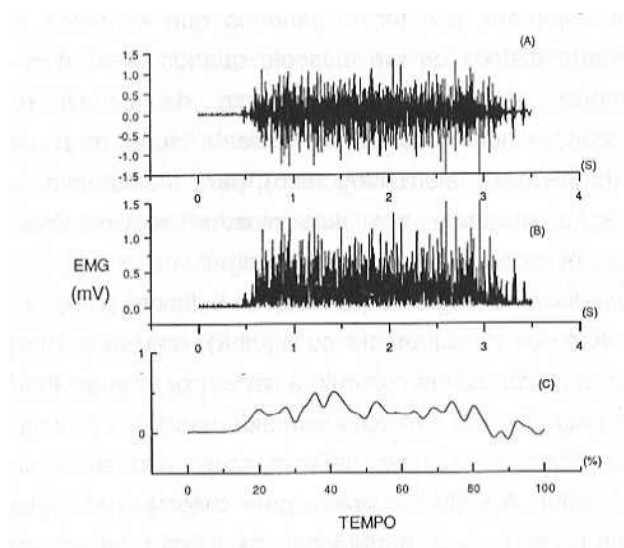


FIGURA 10 – Gráficos ilustrativos de três etapas de processamento do sinal EMG. (A) sinal original e traçado de interferência; (B) o mesmo sinal retificado; (C) utilização de um filtro passa-baixa, o qual provoca um alisamento da curva e obtém-se o envoltório linear. (Adaptado de ARAÚJO, 1998 e AMADIO & DUARTE, 1996)

Dentre outras possibilidades, o Envoltório Linear é possível de ser gerado por meio de um filtro passa – baixas Butterworth, que será utilizado nesse projeto. Esse filtro é bastante utilizado por conseguir mínima oscilação na transmissão da banda de passagem. Portanto, é um filtro bem adequado para aplicações que requerem preservação da linearidade da amplitude da banda de passagem como é o caso da presente investigação.

Outros procedimentos possíveis de serem efetuados para interpretação do sinal EMG e que serão importantes para esse estudo são: Integração, Valor “*Root Mean Square*” (RMS) e a Normalização.

Tendo o sinal retificado como dado de entrada é possível efetuar a integração do sinal EMG (IEMG). Esta é equivalente ao cálculo da área sob o sinal retificado EMG x Tempo. A unidade de saída de um integrador eletrônico é V·s ou, preferencialmente, mV·s (ARAÚJO, 1998; WINTER, 1990). Existem três formas de integração. A integração mais simples inicia em algum instante pré-determinado e

continua durante o tempo de atividade muscular. Em um tempo desejado, que pode ser uma contração ou série de contrações, o valor integrado é registrado. Este valor integrado simples tende a aumentar em função do tempo. A segunda forma de integração envolve o reinício do sinal integrado para zero em intervalos regulares de tempo (40 a 200 ms). Esta integração associa-se com a tendência da amplitude EMG no tempo. Todavia, se o tempo de reinício é muito alto, a integração não será capaz de observar flutuações rápidas na atividade EMG. E por outro lado, se for muito freqüente, ruídos podem estar presentes. A terceira forma de integração se dá por meio da utilização de uma voltagem pré-determinada para reiniciar o sinal integrado para zero. Quando a atividade muscular atinge certa voltagem a integração reinicia. Assim, a força muscular é medida pela freqüência de reinícios para zero. Altas freqüências, portanto, indicam alta atividade muscular, e baixas freqüências, obviamente, indicam baixa atividade muscular (WINTER, 1990).

Conforme considerado anteriormente, O sinal EMG é a soma algébrica dos TPAUMs detectados pelo eletrodo. É formado, portanto, pela sobreposição de equações individuais dos TPAUMs conforme ilustrado anteriormente na FIGURA 3 e representada por:

$$m(t, F) = \sum_{i=1}^p u_i(t, F) \quad (\text{equação 3})$$

Onde:

p = número total de TPAUMs presente;

m = sinal EMG;

F = valor da força;

t = tempo

u_i = um único trem de potenciais de ação das unidades motoras dependentes do tempo e da produção de força.

Para $i = 1, 2, 3, \dots, p$;

Tal abordagem requer que as relações matemáticas da taxa de disparo (número médio de PAUMs por segundo em um TPAUM) de cada TPAUM seja

definida e, então, conhecida. Tal informação é difícil de obter. E mesmo se fosse obtida, teria pouca utilidade devido à dificuldade de defini-la em função do tempo, da produção de força e da intensidade da contração (BASMAJIAN & De LUCA)

Entretanto, por meio da auto-correlação do sinal EMG, considerando as variáveis TPAUMs e PAUMs, ambas tempo-dependentes e mensuradas experimentalmente, De LUCA e VAN DYK (1975) derivaram que, o valor dessa auto-correlação, pode ser igual ao valor da média do sinal ao quadrado (*Mean Square Value*), cuja raiz quadrada é igual ao valor *Root Mean Square* (RMS). A derivação completa pode ser encontrada no artigo de De LUCA e VAN DYK (1975). Desse modo, é possível calcular o valor RMS simplesmente a partir do sinal EMG original. Para tanto, o valor RMS é obtido pela soma dos valores quadrados do sinal original e faz-se a raiz quadrada da média desse valor absoluto (ARAÚJO, 1998), conforme representa a fórmula abaixo:

$$RMS\{m(t)\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{(equação 4)}$$

Onde:

m = sinal EMG;

t = tempo;

T = tempo do janelamento

A partir deste estudo, portanto, observou-se que o valor da média ao quadrado e o RMS estão associados com cinco correlações fisiológicas as quais afetam as propriedades do sinal EMG. São elas: número de unidades motoras ativas (recrutamento), cancelamento devido à sobreposição de fases de PAUMs, taxa de disparo de unidades motoras, *shape* do PAUM e correlação cruzada das descargas elétricas da unidade motora (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

Com base nas deduções do valor RMS no artigo de De Luca e Van Dik (1975) observa-se que este valor é afetado pelo número de unidades motoras ativas, a taxa de disparo dos TPAUMs e pela área dos TPAUMs, mas não é afetado pelo

cancelamento devido a sobreposição dos TPAUMs. Segundo BASMAJIAN e De LUCA (1985) das derivações de expressões matemáticas para parâmetros dependentes do tempo e da produção de força, o valor RMS é a que fornece informações mais qualificadas. Para este autor e também para CARUSO, SKELLY, COOK, GIBB, MERCADO e MEIER, (2001), este é o parâmetro o qual mais completamente reflete as correlações fisiológicas do comportamento de unidades motoras durante a contração muscular.

O processo de normalização do sinal é possível de ser realizado para permitir uma análise inter-sujeitos reduzindo a variabilidade que o sinal apresenta entre os diferentes indivíduos (ARAÚJO, 1998).

Uma representação generalizada dos sinais pode conter uma formulação que permite uma comparação destes mesmos sinais entre diferentes músculos e sujeitos. Isto pode não ser um problema em alguns estudos. Entretanto, pode ser um requisito básico para outros, já que muitos fatores podem fazer essa relação não ser válida (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

O efeito de todos esses fatores pode ser neutralizado pela normalização das amplitudes do sinal EMG com relação a um valor máximo mensurável em um procedimento experimental (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; De LUCA, 1997). Várias são as possibilidades de tal procedimento entre elas se destacam: a normalização pelo valor médio do sinal atingido durante a condição experimental, pelo pico do sinal atingido durante a condição experimental e pela Contração Voluntária Máxima (CVM). Esta última, de acordo com BASMAJIAN e De LUCA (1985), na normalização pela CVM o tempo é normalizado com relação à duração que o indivíduo pode manter o designado nível de força. E a amplitude do sinal EMG é normalizada com relação à amplitude atingida durante a manutenção do designado nível de força.

3.4 Estudos Eletromiográficos que investigaram os exercícios selecionados

3.4.1 *Supino*

De modo geral, estudos eletromiográficos relacionados ao treinamento de força de membros superiores não são muito freqüentes. Neste cenário, não obstante o supino ser um exercício multiarticular amplamente utilizado para o desenvolvimento

muscular da porção superior do corpo, particularmente do peito, há uma carência de pesquisas dirigidas ao entendimento mecânico deste movimento (BARNETT, KIPPERS, TURNER, 1995; CLEMONS & AARON, 1997; ELLIOT, WILSON, KERR, 1989; MCCAW & FRIDAY, 1994; NEWTON, KRAEMER, HÄKKINEN, HUMPRIES, MURPHY, 1996).

Os escassos estudos eletromiográficos relacionados a esse exercício têm revelado algumas informações interessantes em relação ao padrão de ativação de alguns músculos da articulação do ombro envolvidos na execução do supino. As diferenças metodológicas, especialmente as relacionadas ao sistema de registro e ao tratamento do sinal, por outro lado, têm gerado dados conflitantes conforme será discutido nesta seção. Dessa forma, neste subitem serão expostos, de maneira crítica, alguns estudos eletromiográficos mais relevantes que investigaram o supino, suas abordagens metodológicas e formas de tratamento do sinal. E mais adiante, o padrão individual de ativação dos principais músculos envolvidos com base nos resultados destes estudos. Acredita-se, assim, que os dados encontrados por tais trabalhos possam fornecer um respaldo para a interpretação dos resultados do presente estudo.

De acordo com o documento sobre Unidades, Termos e Padrões nos relatos de pesquisas eletromiográficas (*Units, Terms and Standards in Reporting of EMG Research*) (CLARYS & CABRI, 1993), é recomendado relatar a faixa de freqüências de corte e tipo de filtro utilizado no amplificador. A impedância e a corrente de entrada também devem estar relatadas. E, com relação ao tratamento do sinal, é importante mencionar o uso do sinal original, de EMG integrada (IEMG), envoltório linear, Mean Rectified EMG (MREMG), “*average rectified EMG*” ou “*ensemble average*”, junto com a técnica de normalização utilizada, tais como, Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) ou 50% de três CIVM, ou ainda o maior pico (por sujeito ou por movimento) ou pela média do “*ensemble average*” do sujeito. Com base nestas informações, a TABELA 2 apresenta uma compilação de estudos EMG que investigaram o supino, porém sem muitos detalhes numéricos. Um sinal (?) indica a falta da informação necessária sobre o respectivo item.

TABELA 2 – Revisão de estudos eletromiográficos que investigaram o supino e informações sobre registro e tratamento do sinal EMG

Autor	Músculos	Tipo de Eletrodos	Colocação dos Eletrodos	Registro	Tratamento
ELLIOTT et alii (1989)	- Bíceps braquial - Porção longa do tríceps braquial - Porção esternal do peitoral maior - Porção clavicular do deltóide	- Bipolares de superfície - Prata - 8 mm de diâmetro - 2 cm distância	- Ao longo do ventre muscular - Paralelo às fibras	- Pré-amplificação diferencial - Osciloscópio digital - Taxa de amostragem (TA): 500 Hz	- Sinal original - Normalização: 1 RM do mesmo sujeito - Normalização bíceps braquial: CIVM.
MCCAW & FRIDAY (1994)	- Bíceps braquial - Tríceps braquial - Peitoral maior - Porção clavicular do deltóide - Porção acromial do deltóide	- Bipolares de superfície - Prata - 11 mm de diâmetro - 1 m distância	- Ponto motor - Paralelo às fibras	- Amplificação diferencial - TA: 500 Hz - Computador portátil - Filtro Passa-Baixa	- Unidade: μV - Retificação de onda completa - Envelope Linear - IEMG ($\mu\text{V}\cdot\text{s}$) - Média IEMG - Normalização (?)
GLASS & ARMSTRONG (1997)	- Porção clavicular do peitoral maior - Porção esternal do peitoral maior	- Bipolares de superfície - Material (?) - 12 mm de diâmetro - 2,5 cm distância	- Porção superior do Peitoral: 2°. espaço intercostal ao longo da linha médio-clavicular - Porção inferior do Peitoral: 5°. espaço intercostal ao longo da linha médio-clavicular - Paralelo às fibras	- Amplificação (?) - Microprocessamento - AcqKnowledge Software, para remoção da interferência ECG - TA: 1.024 Hz	- Sinal original - IEMG (mV·s) - Normalização (?)
BARNETT et alii (1995)	- Porção esterno-costal do peitoral maior - Porção clavicular do peitoral maior - Porção clavicular do deltóide - Porção longa do tríceps - Grande dorsal	- Eletrodos bipolares ativos - Material e medidas (?)	- Ao longo do ventre muscular - Paralelo às fibras	- Amplificação diferencial - TA: 1000 Hz - Resolução: 10 bits - Microprocessamento	- Retificação de onda completa - IEMG do sinal retificado (mV·s) - Normalização (?)

Continua

TABELA 2 – Revisão de estudos eletromiográficos que investigaram o supino e informações sobre registro e tratamento do sinal EMG (cont.)

Autor	Músculos	Tipo de Eletrodos	Colocação dos Eletrodos	Registro	Tratamento
CLEMONS 7 AARON (1997)	- Bíceps braquial - Tríceps braquial - Peitoral maior - Porção clavicular do deltóide	- Bipolares de superfície - Prata - Distância (?)	- Tríceps e Bíceps: porção central do ventre muscular. - Peitoral: 80% da largura do tórax, uma marca central foi feita, no lado direito. Cada eletrodo bipolar foi colocado a 2 cm desta marca. - Paralelo às fibras	- Amplificação diferencial (?) - TA: 500Hz - Filtro Passa-Baixa	- Retificação de onda completa - Envolvimento linear chamado como IEMG - Normalização: %CIVM
NEWTON et alii (1996)	- Bíceps braquial - Porção longa triceps braquial - Porção esternal do peitoral maior - Porção clavicular do Deltóide	- Eletrodos bipolares ativos - Prata - 2 cm distância	- Ao longo do ventre - Paralelo às fibras	- Amplificação diferencial - TA: 876 Hz - Microprocessamento.	- Retificação de onda completa - Average rectified EMG - Pico IEMG do sinal retificado - Normalização: % average EMG de 1RM; % pico IEMG de 1RM.
KEOGH et alii (1999)	- Porção esternal do Peitoral Maior - Porção longa do tríceps braquial	- Tipo (?) - Prata - Medidas (?)	- Ao longo do ventre - Paralelo às fibras	- Amplificação (?) - TA: 1000 Hz	- Retificação de onda completa - IEMG - Normalização: CIVM; %pico IEMG da CIVM.
EBBEN et alii (2000)	- Peitoral Maior - Porção longa do tríceps braquial	- Tipo, material e medidas (?)	- Peitoral Maior: 1/3 da distância do esterno (meio do tórax) até o grande tubérculo do úmero - Tríceps: 1/3 da distância do olecrano da ulna até o tubérculo infraglenoidal da escápula - Terra: Processo estilóide do rádio	- Amplificação (?) - TA: 200 Hz - Microprocessamento - Filtro Passa-Baixa	- Retificação de onda completa - IEMG (?) - Normalização (?)

Conforme observado na TABELA 2, não considerando os diversificados objetivos de cada estudo, há diferentes abordagens metodológicas, formas de registro e de processamento do sinal. Isto gera um empecilho que torna difícil a comparação entre os trabalhos. Por intermédio dessa tabela destaca-se a falta de informações necessárias sobre os eletrodos nos estudos de BARNETT *et alii* (1995), CLEMONS e AARON (1997), EBBEN, JENSEN e BLACKARD (1997), GLASS e ARMSTRONG (1997) e de KEOGH, WILSON e WEATHERBY (1999). Há também a ausência de relatos acerca da amplificação nos trabalhos de CLEMONS e AARON (1997), EBBEN *et alii* (1997), GLASS e ARMSTRONG (1997) e KEOGH *et alii* (1999). Com relação ao tratamento do sinal, além de existirem muitas e diferentes maneiras, os estudos de BARNETT *et alii* (1995), EBBEN *et alii* (1997), GLASS e ARMSTRONG (1997) e McCAW e FRIDAY (1994) não trazem informações sobre a normalização. Além disso, destaca-se CLEMONS e AARON (1997), os quais confundiram o envoltório linear com IEMG. Este, um erro muito comum já destacado por WINTER (1990).

O objetivo da investigação de CLEMONS e AARON (1997) foi fazer uma investigação intermuscular e interempunhaduras (quatro diferentes larguras) da atividade EMG ao longo da fase concêntrica de 1RM do supino (peso livre) em relação %CIVM. 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 muito cuidado, visto que CLARYS e 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 que impede a interpretação dos resultados é a estreita associação que os autores fazem entre IEMG e força. GLASS e ARMSTRONG (1997), pautaram suas investigações nesta associação. O objetivo destes pesquisadores foi determinar padrões de recrutamento de UMs das porções superior clavicular e inferior esternal do músculo peitoral maior durante o supino

inclinado em comparação com o declinado. Afirmaram que a 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 e 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. Ou seja, este autor demonstra que a relação IEMG e força existe apenas para determinadas fases do movimento.

Apesar deste quadro, os padrões de ativação temporais EMG de alguns músculos que agem sobre a articulação do ombro têm sido divulgados por alguns destes estudos. Esta informação, portanto, foi a considerada como a mais conveniente para com os objetivos do presente trabalho e, por isso, merece maior ênfase. Embora, segundo CLARYS e CABRI (1993) a escolha dos músculos para análise EMG de diferentes habilidades motoras tem sido ou arbitrárias (baseada no conhecimento prático da habilidade) ou apoiada sobre a literatura anatômica básica. Para estes mesmos autores a literatura EMG funcional e trabalhos EMG específicos têm sido raramente referidos pelos estudos. Com base nisso é que optou-se por apresentar alguns estudos mais relevantes sobre a investigação EMG do supino, bem como quais músculos foram mais usualmente selecionados. Desse modo, encontra-se apresentado a seguir o comportamento dos músculos mais comumente investigados nas diferentes fases do movimento em questão.

Para o m. peitoral maior, ELLIOTT *et alii* (1989) e McCAW e FRIDAY (1994) encontraram nível de atividade moderado e ocasionalmente máximo deste músculo durante toda a fase descendente. Já na fase ascendente ELLIOTT *et alii* (1989) encontraram grande e sustentado aumento da atividade durante toda esta fase. Esta ativação máxima apresentou-se já no início da fase ascendente (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 e FRIDAY

(1994) também encontraram maiores ativações na fase ascendente e proporcionais à carga. No entanto, tanto McCAW e FRIDAY (1994) quanto NEWTON *et alii* (1996) não encontraram uma ativação sustentada durante toda a fase ascendente, mas apenas no início, reduzindo sua atividade ao final desta fase. NEWTON *et alii* (1996) sugerem, portanto, que o peitoral maior parece contribuir bastante apenas nos estágios iniciais da fase ascendente reduzindo sua atividade à medida que a barra é desacelerada.

Para o m. tríceps braquial, assim como no peitoral maior ELLIOTT *et alii* (1989) e McCAW e FRIDAY (1994) encontraram nível de atividade moderado e ocasionalmente máximo deste músculo durante toda a fase descendente. Na fase ascendente ELLIOTT *et alii* (1989), também encontraram grande e sustentado aumento da atividade durante toda esta fase. De forma semelhante, esta grande ativação apresentou-se no início da fase ascendente, mas com um suave atraso em relação ao peitoral maior e da porção clavicular do deltóide. 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 e FRIDAY (1994) também encontraram maiores ativações deste músculo e proporcionais à carga na fase ascendente. McCAW e FRIDAY (1994) e NEWTON *et alii* (1996) também não encontraram uma ativação sustentada do tríceps braquial durante toda a fase ascendente, mas apenas no início, reduzindo sua atividade ao final desta fase. Da mesma forma, NEWTON *et alii* (1996) sugerem que este músculo parece contribuir bastante apenas nos estágios iniciais da fase concêntrica reduzindo sua atividade à medida que a barra é desacelerada.

A porção clavicular do m. deltóide apresentou 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 alii* (1989) observaram 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 diferentes objetivos e protocolos experimentais como pelas formas de tratamento do sinal EMG utilizadas em cada estudo. De acordo com a

TABELA 2, ELLIOTT *et alii* (1989) utilizaram o sinal original, ao passo que McCAW e FRIDAY (1994) utilizaram envoltório linear e IEMG e NEWTON *et alii* (1996) utilizaram o sinal retificado e “*average rectified*” EMG, o qual consiste em retificar o sinal EMG, integrar este sinal retificado e dividir os resultados pelo intervalo de tempo pelo qual a integração foi feita colaborando para remover grandes flutuações observadas no sinal original.

Com base na atividade muscular exposta, de modo geral os estudos de ELLIOTT *et alii* (1989) e de NEWTON *et alii* (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 alii* (1989) ao exporem 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 quatro 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 Porção clavicular do deltóide) apenas ao longo da região de aceleração, isto é, no início da fase ascendente. Esta atividade, por sua vez, reduziu rapidamente ao entrar a barra na fase de desaceleração. Neste ponto, portanto, os resultados de ELLIOTT *et alii* (1989) se aproximaram muito não apenas dos de NEWTON *et alii* (1996), como também de McCAW e 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 alii* (1996) tenha sido executada com apenas 45%1RM e o de ELLIOTT *et alii* (1989), como já visto, com cerca de 81% 1RM . NEWTON *et alii* (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 alii* (1996) a preocupação maior foi maximizar a velocidade de execução, os autores utilizaram 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 alii* (1989), quando estes utilizaram 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.

Os resultados de alguns trabalhos também têm indicado que a largura da empunhadura afeta tanto o desempenho no supino (CLEMONS & AARON, 1997; WAGNER, EVANS, WEIR, HOUSH, JOHNSON, 1992), como a atividade muscular (BARNETT *et alii* 1995; CLEMONS & AARON, 1997; KEOGH *et alii*. 1999). Para tanto, os estudos têm padronizado a largura da empunhadura para minimizar as diferenças na medida e facilitar a comparação intersujeitos. Dois tipos de padronizações foram comumente encontrados na literatura. A primeira, baseada em medidas antropométricas, consiste em valores percentuais da Largura Biacromial (LB) dos sujeitos (BARNETT *et alii* 1995; CLEMONS & AARON, 1997; WAGNER *et alii*, 1992). A segunda, considera a largura como a distância entre os cotovelos flexionados em 90° e os ombros abduzidos também em 90° (KEOGH *et alii*. 1999; MOOKERJEE & RATAMESS, 1999; WILSON, MURPHY, GIORGI, 1996).

Os valores percentuais das LBs para segurar a barra variam de 95% a 270% nestes estudos. No entanto, grande parte dos autores (BARNETT *et alii* 1995; CLEMONS & AARON, 1997; WAGNER *et alii*, 1992) utilizaram o valor de 200% considerando-o como uma empunhadura larga, e o valor de 95 a 100% como a empunhadura estreita.

WAGNER *et alii* (1992), observaram melhor desempenho da Força no supino com empunhadura de 200% da LB (valores médios de aproximadamente 1180 N contra cerca 1135 N para 130% LB e 1100 N para 270 %). Por intermédio de análise cinemática, estes autores ainda observaram que conforme a largura da empunhadura aumenta, as distâncias horizontal e vertical da barra em relação ao eixo de rotação dos ombros diminuem. A diminuição destas distâncias resultou em uma diminuição no momento de força sobre os ombros em quase toda a fase ascendente do movimento.

CLEMONS e AARON (1997) observaram aumentada atividade EMG dos músculos peitoral maior, porção clavicular do deltóide, tríceps braquial e bíceps braquial a medida em que a largura da empunhadura aumentou de 95% para 200% da LB. De outro modo, BARNETT *et alii* (1995) reportaram maior atividade da porção clavicular do peitoral maior e da cabeça longa do tríceps durante supino reto com empunhadura de 100% da LB em relação a 200% da LB. A porção esterno-costal do peitoral maior não foi afetada pela variação da empunhadura. Este quadro mostra que, assim como a velocidade de execução e a carga, a largura da empunhadura no supino também exerce influência sobre a atividade muscular e a performance. Entretanto, como o presente estudo investigará sujeitos experientes e com nível elevado de rendimento, pressupõe-se que as estratégias adotadas por esses mesmos sujeitos para atingir máxima performance já foram bem ajustados. Dessa forma, não serão padronizadas a largura da empunhadura nem a velocidade de execução neste trabalho. A única exigência será o máximo desempenho.

3.4.2 Crucifixo

Se os estudos relacionados ao supino são escassos, aqueles que tratam do crucifixo são em número muito menor. Da mesma forma que no item anterior, neste subitem serão expostos, de maneira crítica, alguns estudos eletromiográficos mais

relevantes que investigaram o crucifixo, suas abordagens metodológicas e formas de tratamento do sinal. E mais adiante, o padrão individual de ativação dos principais músculos envolvidos com base nos resultados destes estudos. Acredita-se, assim, que os dados encontrados por tais trabalhos possam fornecer um respaldo para a interpretação dos resultados do presente estudo.

Analisando criticamente a metodologia empregada nos diferentes estudos de acordo com as recomendações sobre Unidades, Termos e Padrões nos relatos de pesquisas eletromiográficas (*Units, Terms and Standards in Reporting of EMG Research*) (CLARYS & CABRI, 1993), a TABELA 3 apresenta uma compilação de estudos EMG que investigaram o crucifixo, porém sem muitos detalhes numéricos. Um sinal (?) indica a falta da informação necessária sobre o respectivo item.

Conforme observado na TABELA 3, não considerando os diversificados objetivos de cada estudo, há diferentes abordagens metodológicas, formas de registro e de processamento do sinal. Isto gera um empecilho que torna difícil a comparação entre os trabalhos. Por intermédio dessa tabela destacam-se a falta de informações necessárias sobre os eletrodos nos estudos de FERREIRA, BÜLL e VITTI (2003); RODRIGUES, BÜLL, DIAS, GONÇALVES e GUAZZELLI (2003) e (2005). Há também a ausência de relatos acerca da amplificação e taxa de amostragem em todos os trabalhos. Com relação ao tratamento do sinal, o estudo de FERREIRA *et alii* (2003) não traz informação sobre a normalização, bem como, a maneira pela qual a análise de intensidade do sinal foi efetuada. Além disso, os estudos de RODRIGUES *et alii* (2003) e (2005) apesar de normalizarem o sinal, relataram a amplitude do valor RMS em unidades arbitrárias.

TABELA 3 – Revisão de estudos eletromiográficos que investigaram o crucifixo e informações sobre registro e tratamento do sinal EMG

Autor	Músculos	Tipo de Eletrodos	Colocação dos Eletrodos	Registro	Tratamento
FERREIRA et alii (2003)	- Porção clavicular do peitoral maior - Porção clavicular do deltóide	- De superfície - (?)	- Porção clavicular do peitoral maior: 2 cm abaixo da borda anterior da clavícula ao longo do eixo longitudinal cruzando com o ponto médio da clavícula - Porção clavicular do deltóide: 4 cm abaixo da inserção clavicular do músculo ao longo do eixo longitudinal cruzando com o ponto médio da inserção.	- Pré-amplificação diferencial (?) - Taxa de amostragem (?)	- Sinal original - Envolvimento Linear - Análise de Intensidade (?) - Normalização (?)
RODRIGUES et alii (2003)	- Porção clavicular do peitoral maior - Porção esternal do peitoral maior - Porção clavicular do deltóide - Ambos os lados	- De superfície - (?) - Prata	- Porção clavicular do peitoral maior: 5 cm abaixo do ponto médio da clavícula - Porção esternal do peitoral maior: 5 cm do esterno - Porção clavicular do deltóide: 5 cm abaixo do acrômio no plano frontal	- Amplificação: 1000 vezes - TA: (?) - Filtro Passa-Banda: 20 a 500 Hz - Filtro-Notch: 60 Hz	- RMS - Unidades arbitrárias - Normalização: RMS médio de três repetições
RODRIGUES et alii (2005)	- Porção clavicular do peitoral maior - Porção esternal do peitoral maior - Porção clavicular do deltóide - Ambos os lados	- De superfície - (?) - Prata	- Porção clavicular do peitoral maior: 5 cm abaixo do ponto médio da clavícula - Porção esternal do peitoral maior: 5 cm do esterno - Porção clavicular do deltóide: 5 cm abaixo do acrômio no plano frontal	- Amplificação: 1000 vezes - TA: (?) - Filtro Passa-Banda: 20 a 500 Hz - Filtro-Notch: 60 Hz	- RMS - Unidades arbitrárias - Normalização: RMS médio de três repetições

Da mesma forma como no item anterior, apesar deste quadro, os padrões de ativação temporais EMG de alguns músculos que agem sobre a articulação do ombro têm sido divulgados por alguns destes estudos. Esta informação, portanto, foi a considerada como a mais conveniente para com os objetivos do presente trabalho e, por isso, merece maior ênfase. Embora, segundo CLARYS e CABRI (1993) a escolha dos músculos para análise EMG de diferentes habilidades motoras tem sido ou arbitrárias (baseada no conhecimento prático da habilidade) ou apoiada sobre a literatura anatômica básica. Para estes mesmos autores a literatura EMG funcional e trabalhos EMG específicos têm sido raramente referidos pelos estudos. Com base nisso, optou-se por apresentar o estudo de FERREIRA *et alii* (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 alii* (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. porção acromial do deltóide, 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 PM e DA. Ou seja, ambos os músculos foram ativados simultaneamente 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 alii* (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.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Amostra

O estudo avaliou 12 voluntários com $8,81 \pm 4,26$ anos de experiência com treinamento de força. A medida antropométrica da Largura Biacromial (LB) de cada sujeito foi realizada utilizando um paquímetro antropométrico. Todos indivíduos não apresentaram histórico de lesões progressivas nos últimos seis meses que impedisse a execução dos exercícios sem dificuldades. Estas informações foram adquiridas por meio de uma anamnese ortopédica (vide ANEXO II). Os voluntários também assinaram um termo de consentimento (vide ANEXO I). Todo o procedimento experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para a participação no estudo (vide ANEXO III). A TABELA 4 apresenta os valores médios e desvios-padrão das variáveis relacionadas aos sujeitos da amostra.

TABELA 4 – Dados referentes aos voluntários. Valores médios e desvios-padrão para massa, estatura, idade, largura biacromial (LB), carga horária semanal de treino e experiência com treinamento de força

Massa (kg)	Estatura (m)	Idade (anos)	LB (cm)	Carga Horária Treino Semanal (h)	Experiência de Treinamento (anos)
80,02 (10,97)	1,73 (0,05)	27,75 (6,18)	41,22 (1,77)	6,19 (4,33)	8,81 (4,26)

4.2 Instrumentos de Medição

4.2.1 Eletromiografia

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do equipamento EMG 1000 (Lynx tecnologia eletrônica LTDA.) representado na FIGURA 11(A). Este equipamento amplifica, filtra e digitaliza até 28 canais de

entrada analógica. Estas entradas estão divididas em até 12 canais (seriais passivos ou ativos, os quais foram utilizados) para sinais eletromiográficos e quatro 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, impedância de entrada de 10.000 MOhms típico, um filtro passa alta Butterworth de 1^a. ordem (atenuação abaixo da freqüência de corte de 20dB/década) com freqüência de corte em 1Hz e um filtro passa-baixa Butterworth de 2^a. ordem (atenuação acima da freqüência de corte de 40dB/década) 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 1^a. ordem e passa baixa Butterworth de 2^a. ordem com freqüências de corte selecionáveis. Para este projeto estes filtros foram programados para 20 e 500Hz respectivamente.

Foram utilizados eletrodos ativos de superfície AE1010 (Lynx tecnologia eletrônica LTDA) pré-amplificados com ganho de 20 vezes. Estes eletrodos, conforme FIGURA 11(B), são de prata moldados em uma estrutura de poliuretano (35,0mm comprimento x 20,0mm de largura x 5,0mm de altura). Nesta estrutura, os dois eletrodos estão distantes 10,0 mm um do outro.

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. Neste estudo foi utilizado freqüência de amostragem igual a 1kHz.

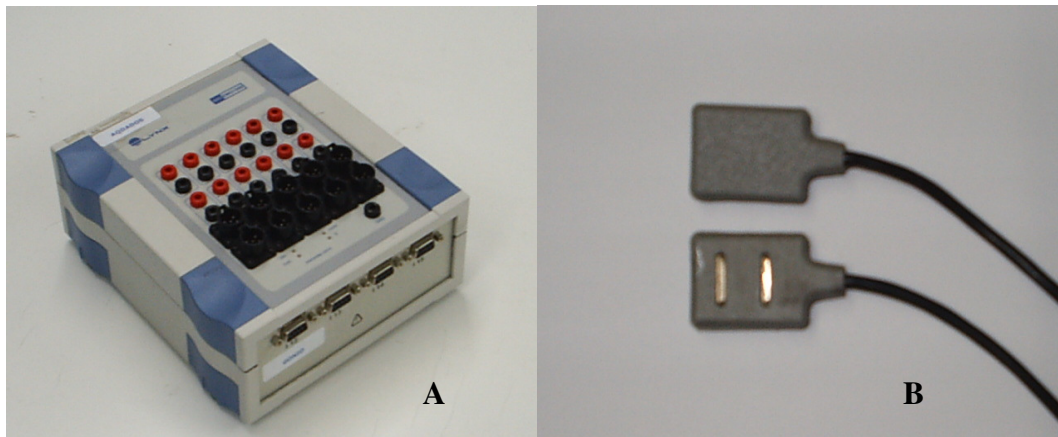


FIGURA 11 – A) Ilustração do eletromiógrafo EMG 1000 a ser utilizado (Lynx tecnologia eletrônica LTDA). B) Eletrodos de superfície de prata moldados em uma superfície de poliuretano. Os dois eletrodos estão distantes um do outro 10mm

Os eletrodos foram colocados distantes 1 cm do ponto motor dos músculos. região onde as terminações nervosas inserem-se no ventre muscular. A correspondência entre o ponto motor e a região do ventre muscular de maior sensibilidade à estimulação elétrica permite que sua localização seja determinada experimentalmente (ROY, De LUCA & SCHNEIDER, 1986 *Apud*: SERRÃO, 1999). Desta forma, a reprodutibilidade do experimento pode ser maximizada durante os diferentes dias em que a aquisição do sinal eletromiográfico ocorreu. Isto justifica, portanto, a preferência deste estudo em utilizar o ponto motor como referência para colocação de eletrodos em detrimento de referências anatômicas. Para tanto, a localização do ponto motor 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 foicolocado na região lombar; e outro ativo colocado sobre a pele correspondente aos ventres musculares em questão. O gerador emite, então, uma série de trens de pulso de 1 ms em frequência 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.

Após a identificação dos pontos motores de cada um dos músculos, foi realizada tricotomia, a raspagem da pele com o uso de uma lixa d'água e aplicação de álcool. Tais procedimentos foram necessários para diminuir o nível de ruído nos sinais EMG, bem como remover a camada sebácea da pele e conseqüentemente diminuir a impedância da interface eletrodo-pele, facilitando a aquisição do sinal. A seguir, os eletrodos de superfície foram colocados sobre a pele dos indivíduos e fixados por meio de uma fita adesiva usada externamente ao eletrodo para evitar movimento do mesmo na pele.

Baseado em estudos anteriores (CLEMONS & AARON, 1997; EBBEN *et alii* 2000; KEOGH *et alii*, 1999, FERREIRA *et alii* 2003, RODRIGUES *et alii* 2003, 2005) que analisaram a atividade eletromiográfica no supino e no crucifixo foram selecionados para o presente estudo os seguintes músculos: porção esternal do peitoral maior direito, cabeça longa do tríceps braquial direito, porção clavicular do músculo deltóide direito.

4.2.2 Cinemetria

Os dados Cinemáticos foram registrados para o supino e para o crucifixo por meio de uma câmera fixa a um tripé colocada no plano transversal no sentido crânio-caudal de cada sujeito. Por intermédio da análise cinemática dos movimentos foi possível identificar as fases descendentes e ascendentes dos exercícios sincronizadas com os dados EMG (vide sub-item 4.2.3). 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, 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 pelo software *Peak Motus 8.0* desenvolvido pela *Peak Performance Technologies, Inc.* Este último permitiu controlar a aquisição, a leitura, a digitalização, o tratamento e o armazenamento dos parâmetros cinemáticos para sincronização e posterior análise dos dados.

O procedimento para calibração foi por meio de um quadrilátero de dimensões 1 x 1 metro conforme ilustra a FIGURA 12. Neste, a extremidade inferior esquerda foi considerada a coordenada (0,0). A extremidade inferior direita a coordenada (1,0) e a superior esquerda (0,1). Estas coordenadas serviram de referência para a conversão dos deslocamentos das marcas reflexivas de unidades virtuais (pixels) para unidades reais (metros). O registro de cada movimento dos exercícios foi obtido a partir de marcações reflexivas em cada sujeito, posicionadas nos processos acromiais, nas articulações dos cotovelos, nos punhos, na barra, nos halteres e no banco de supino como ponto fixo de referência, com os quais se analisou os deslocamentos lineares verticais do halter direito no crucifixo e da barra no supino.

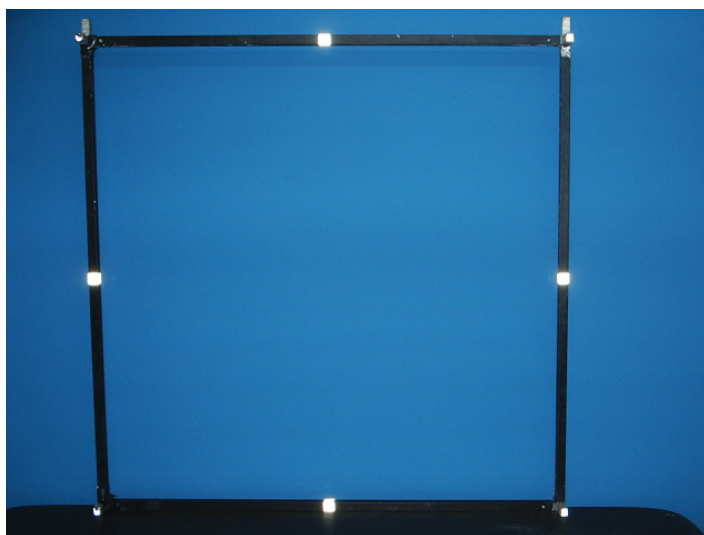


FIGURA 12 – Quadrilátero para calibração do sistema de registro de imagem

4.2.3 Procedimento para sincronização na aquisição dos dados

Para se obter 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 enviado um sinal pico a pico pré-programado de acordo com a faixa de entrada do CAD. A primeira amostra deste sinal pico a pico foi 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 frequência de 512Hz. Desse modo, quando o sincronizador de vídeo é acionado dentro do campo de captação de imagem 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 pôde ser maximizada. Isto é possível porque a captação de imagem da câmera opera a 60Hz, mas, 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 sonoro com captação cerca de 8,53 vezes maior. E este sinal, por sua vez, é que foi utilizado como identificador do primeiro quadro de acionamento do *trigger*. O *trigger* foi acionado no início e no final da execução de cada exercício nos protocolos 1 e 2.

Após a aquisição sincronizada dos dados feita pelos sistemas EMG 1000 e Peak Motus, a interpolação destes foi feita por meio de rotinas desenvolvidas utilizando o programa Matlab 6.5 Mathworks Inc (vide Anexo V). Também por meio destas rotinas foi feita a normalização e os cálculos dos valores RMS dos dados eletromiográficos.

4.3 Testes de 10 RM

Para determinação da carga a ser utilizada nos protocolos 1 e 2 para os exercícios supino e crucifixo, três testes de 10RM foram realizados em dias diferentes (intervalo mínimo de 48 horas) para cada exercício com cada sujeito. Desse modo, por se tratarem de sujeitos treinados a carga inicial utilizada no primeiro teste foi estabelecida pelo próprio. Após a primeira série de 10RM, caso a carga escolhida pelo sujeito não fosse realmente a máxima, duas outras séries adicionais no máximo foram permitidas após intervalo mínimo de recuperação de 5 minutos cada. (vide ANEXO IV). Nos dias subseqüentes de teste, a carga inicial já não era a escolhida pelo sujeito, mas sim a máxima carga na qual este havia completado as 10RM no teste anterior.

Os testes de carga para os dois exercícios foram realizados no mesmo dia. Todavia, foi equilibrado o exercício inicial de forma que 6 sujeitos começaram com o supino e 6 sujeitos com o crucifixo. O intervalo entre os dois exercícios foi de 20 minutos. O valor médio das cargas atingidas pelos voluntários no exercício supino foi

de $87,95 \pm 17,25$ kg e para o exercício crucifixo foi de $26,38 \pm 5,88$ kg em cada halter.

A finalidade deste procedimento foi normalizar a carga da amostra e permitir uma comparação inter e intra-sujeitos para 10RM. Assim, o coeficiente de correlação intra-classe (CCI) foi calculado para os testes de modo a verificar a consistência da medida. A interpretação do coeficiente de correlação foi feita de acordo com DOMHOLDT (2000): 0,0 a 0,25 pequena ou nenhuma correlação; 0,26 a 0,49 baixa correlação; 0,50 a 0,69 correlação moderada; 0,70 a 0,89 alta correlação e 0,90 a 1,00 muito alta correlação. O ICC para os testes de 10RM do crucifixo foi de 0,96 e para o supino foi de 0,98. Estes valores de muito alta correlação podem ser explicados pelo longo tempo médio de experiência com treinamento de força dos sujeitos da amostra.

4.4 Protocolo Experimental

Com o intuito de atingir o máximo desempenho, a maneira de executar os exercícios procurou não interferir no padrão habitual dos sujeitos, entretanto alguns critérios foram adotados com vista a minimizar a variação na execução dos movimentos pelos voluntários.

Para a execução do supino reto, conforme ilustrado na FIGURA 13, os voluntários mantiveram as mãos eqüidistantes do centro da barra em largura habitual que foi relativizada pela porcentagem da Largura Biacromial (LB) dos sujeitos. Assim, partindo com os cotovelos estendidos, os sujeitos desciam controladamente a barra permitindo que esta tocasse o tórax. Depois, empurravam a barra controladamente para cima e até os cotovelos ficarem estendidos novamente.

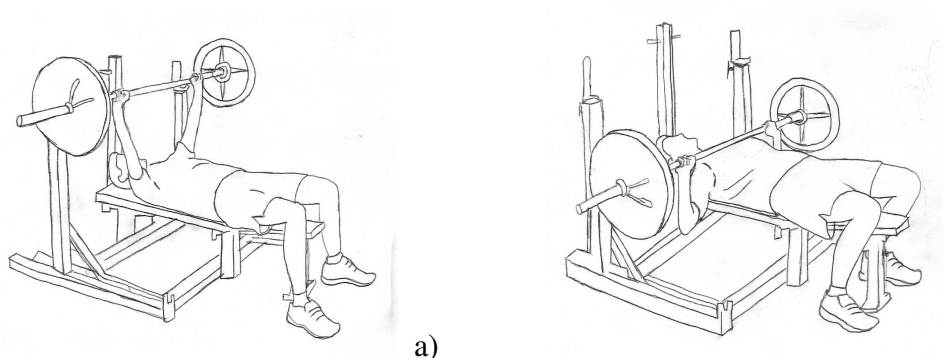


FIGURA 13 – Fases do exercício supino reto. A FIGURA 13(a) refere-se ao posicionamento, à maneira de empunhadura e ao instante final da fase ascendente. A FIGURA 13(b) representa o instante final da fase descendente, assim como a empunhadura

Para a execução do crucifixo, representada na FIGURA 14, foi permitido aos voluntários moverem lateralmente e para baixo os braços em um arco amplo. A seguir empurrarem os halteres em um arco amplo novamente, até os cotovelos se manterem bem estendidos. Sujeitos cuja restrição da amplitude deste movimento era visivelmente alta foram instruídos a aumentá-la, ou foram eliminados do experimento.

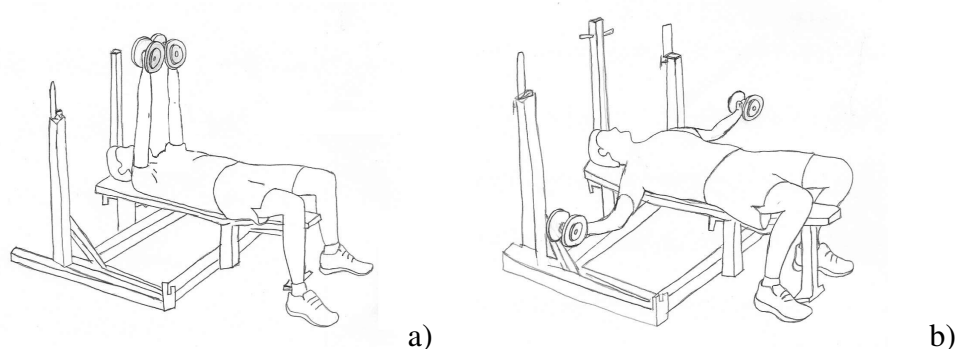


FIGURA 14 – Fases do exercício crucifixo reto. A FIGURA 14(a) se refere ao posicionamento inicial e ao instante final da fase ascendente. A FIGURA 14(b) representa o instante final da fase descendente

Foram realizadas duas sessões de coletas de dados EMG e cinemáticos para cada sujeito destinadas a analisar a interferência da ordem dos exercícios.

Logo, em cada uma dessas sessões, os dois exercícios foram executados. A ordem dos protocolos foi definida por sorteio e casualmente seis sujeitos iniciaram as coletas pelo protocolo 1 e seis sujeitos pelo protocolo 2.

No protocolo 1, caracterizado pela pré-exaustão, os sujeitos realizaram 10RM do crucifixo e imediatamente depois, 10 RM do supino. Para tanto, após o primeiro exercício dois experimentadores retiraram os halteres das mãos dos sujeitos e logo passaram a barra para execução do segundo. No protocolo 2, os sujeitos realizaram 10RM do supino. Após um descanso de 1 minuto realizaram 10RM do crucifixo.

Nos dois protocolos foi permitido aos indivíduos realizar inicialmente uma série de aquecimento com o exercício supino. O aquecimento seguiu as recomendações de TAN (1999), o qual recomenda o aquecimento com 10 repetições não máximas com uma carga de 50% de 10 RM.

4.5 Tratamento do Sinal Eletromiográfico

Após a coleta dos dados, o sinal EMG original foi tratado mediante retificação de onda completa. A seguir, considerando que altas freqüências não estão normalmente associadas com os mecanismos contráteis dos músculos, um procedimento de alisamento da curva, o qual visa a eliminar altas freqüências do registro EMG foi implementado. Este processo foi realizado utilizando-se um filtro digital passa baixa (5Hz), gerando o sinal processado denominado Envoltório Linear. Este serviu para determinar o padrão temporal de ativação dos músculos em cada exercício. Estes procedimentos foram feitos por intermédio do software AqDAnalysis 7 da Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA.

Por meio de rotinas desenvolvidas no software Matlab 6.5 Mathworks Inc. (vide Anexo V), a partir do sinal EMG original foi calculado o valor RMS para fase ascendente de cada repetição e também para cada repetição englobando as duas fases (ascendente e descendente). Ainda a partir do sinal original uma curva RMS de cada repetição foi gerada com o intuito de dividi-las em faixas de 0,5 a 20 %, 20 a 40%, 40 a 60%, 60 a 80%, 80 a 100% e acima de 100% do valor RMS da CIVM. Essa divisão da curva RMS possibilitou não apenas uma avaliação da intensidade da ativação muscular como também resultados acerca do tempo de ativação muscular

em cada uma dessas faixas de intensidade em cada repetição e para cada protocolo experimental. Dessa maneira, considerou-se atividade muscular quando a intensidade desta atingisse 0,5% da CIVM. Abaixo desse valor, o músculo foi considerado inativo.

O processo de normalização EMG foi feito para permitir uma análise inter-sujeitos reduzindo a variabilidade que o sinal apresenta entre os diferentes indivíduos. Todas as normalizações, por sua vez, foram em função da Contração Isométrica Voluntária Máxima (%CIVM). As CIVMs para cada músculo foram coletadas durante 10 segundos nos dias do experimento em que a aquisição EMG dos protocolos 1 e 2 foi realizada. Os valores das CIVM foram extraídos de uma janela de 4 segundos definida entre o segundo e o sexto segundos do período de coleta. O procedimento para determinação da CIVM de cada músculo foi testado quanto a sua eficiência e viabilidade durante os testes piloto e são os seguintes:

M. peitoral: em decúbito dorsal, no plano frontal, ombros em 90 graus de flexão em relação ao eixo longitudinal, e, no plano transversal, aproximadamente 30 graus de abdução horizontal em relação ao eixo latero-lateral. Segurar um halter com máximo de peso e, apoiado com ajuda do experimentador imprimir força no sentido da adução horizontal.

Porção clavicular do m. deltóide: em pé, no plano sagital, ombros a 90 graus de flexão em relação ao eixo longitudinal. Segurar um halter com máximo de peso e, apoiado com ajuda do experimentador imprimir força no sentido da flexão do ombro.

Porção longa do m. tríceps braquial: em decúbito dorsal, no plano sagital, 90 graus de flexão do ombro e 90 graus de flexão do cotovelo. Segurar um halter com máximo de peso e, apoiado com ajuda do experimentador imprimir força no sentido da extensão do cotovelo.

4.6 Tratamento Estatístico

Para a comparação da intensidade da ativação entre os três músculos investigados foi utilizado o Teste de Friedman. Para a comparação entre os protocolos e entre os exercícios foi utilizado o Teste de Wilcoxon. Estes testes não paramétricos foram utilizados uma vez que, as condições de normalidade e

homocedasticidade (homogeneidade das variâncias), não foram satisfeitas (principalmente a normalidade) neste conjunto de dados.

Para análise dos dados cinemáticos e das faixas de intensidade estabelecidas no item anterior, tanto na comparação entre protocolos quanto entre os exercícios foi utilizado o Teste T-Student Pareado. Este teste paramétrico foi utilizado visto que, as condições de normalidade e homocedasticidade foram satisfeitas. Entretanto, para a comparação entre as faixas de intensidade em um mesmo exercício, bem como na comparação repetição a repetição, novamente foram utilizados os testes não paramétricos de Friedman e de Wilcoxon. O teste de Wilcoxon foi utilizado também para comparação da proporção do tempo relativo de atividade muscular (acima de 0,5%) ao longo de 10 repetições.

O nível de significância estabelecido para todas as situações foi de $\alpha = 0,05$.

5 VARIÁVEIS ANALISADAS

Envoltório linear: relacionado ao padrão temporal de ativação dos músculos e utilizado para analisar a coordenação das ações musculares no movimento

Valor RMS (*Root Mean Square*): relacionado a intensidade da atividade muscular e recrutamento de unidades motoras.

Faixas de intensidade: obtidas a partir da curva RMS de cada repetição. Foram estabelecidas em faixas de 0,5 a 20 %, 20 a 40%, 40 a 60%, 60 a 80%, 80 a 100% e acima de 100% do valor RMS da CIVM. Essa divisão da curva RMS possibilitou não apenas uma avaliação da intensidade da ativação muscular como também resultados acerca do tempo de ativação muscular em cada uma dessas faixas de intensidade.

Deslocamento linear vertical: obtido por meio da aquisição de dados cinemáticos, foi utilizado para a barra no supino e para o halter direito no crucifixo. A principal função dessa variável foi permitir a identificação das fases ascendentes e descendentes de cada repetição da série de 10 movimentos.

Velocidade angular do ombro direito: obtida por meio da derivação dos dados cinemáticos de deslocamento angular dos segmentos úmero direito/LB tendo o processo acromial direito como eixo de rotação.

Ciclo de Movimento: diz respeito à análise conjunta das fases descendente e ascendente de uma repetição dos exercícios supino e crucifixo.

Fase ascendente do movimento: refere-se à análise apenas da fase ascendente do ciclo de movimento, uma vez que a atividade EMG é predominante nesta fase.

6 RESULTADOS

6.1 Análise cinemática e da coordenação das ações musculares nos exercícios investigados

Para análise cinemática e do comportamento temporal de ativação muscular nos exercícios utilizou-se como critério de seleção o exercício que foi executado primeiro no protocolo experimental. Assim, para a descrição da ativação temporal dos músculos no exercício supino, selecionou-se aquele executado no protocolo 2 (sem pré-exaustão). Por outro lado, para a descrição temporal dos músculos no exercício crucifixo, selecionou-se aquele executado no protocolo 1 (pré-exaustão). O objetivo desse critério foi eliminar o efeito agudo que um exercício pode impor ao exercício subsequente o qual pode interferir nas estratégias de recrutamento de grupos musculares.

6.1.1 *Supino*

A FIGURA 15 mostra as curvas médias e desvios padrão do comportamento cinemático e da coordenação das ações dos músculos PM, DA e TB para 10RM do supino de um sujeito típico. Os gráficos 15A e 15B apresentam respectivamente, o deslocamento linear vertical da barra e a velocidade angular do ombro direito. A diminuição do ângulo em 15A representa a fase descendente do movimento e o aumento desses valores está relacionado com a fase ascendente no ciclo de movimento. As velocidades positivas no gráfico 15B referem-se à abdução horizontal do ombro e às velocidades negativas à adução horizontal da mesma articulação. Os

gráficos 15C, 15D e 15E estão associados, respectivamente, ao envoltório linear do músculo PM, ao envoltório linear do músculo DA e ao envoltório linear do músculo TB normalizados pela CIVM.

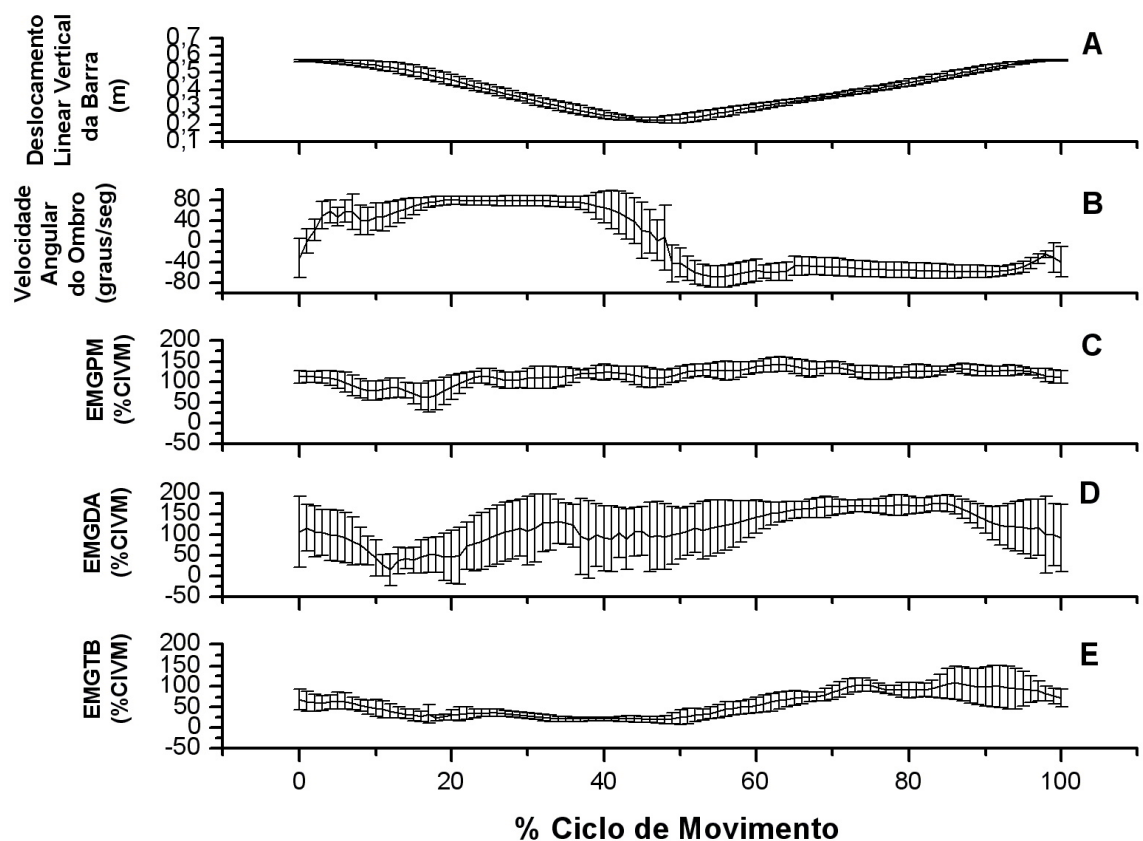


FIGURA 15 – Curvas médias e desvios padrão do comportamento cinemático e da coordenação das ações dos músculos PM, DA e TB em um ciclo de movimento para 10RM do supino de um sujeito representativo (S8). Os gráficos 15A e 15B apresentam respectivamente, o deslocamento linear vertical da barra e a velocidade angular do ombro direito. Os gráficos 15C, 15D e 15E referem-se, respectivamente, ao envoltório linear do músculo PM, DA e TB normalizados pela CIVM

Neste exercício o pico de atividade exibida pelo PM ocorreu na fase ascendente em média a $93,75 \pm 24,20\%$ do ciclo de movimento e para DA este pico ocorreu também na fase ascendente em média a $94,76 \pm 25,61\%$ do ciclo, durante os

movimentos simultâneos de adução horizontal e flexão do ombro. É possível observar uma ação sincronizada destes músculos não somente pelo pico de ativação, mas também pela constante manutenção da atividade destes músculos desde a fase descendente até o final da fase ascendente. Já para TB, o pico de atividade tendeu a ocorrer muito próximo do final do ciclo de movimento, $98,22 \pm 5,30\%$. Desse modo, embora este músculo tenha se mantido ativo durante toda a fase ascendente, seu pico de atividade exibiu atraso de ativação em relação ao PM e ao DA, os quais apresentaram tendência de atividade constante e sincrônica.

Considerando o sentido da trajetória do movimento orientado em favor da ação gravitacional, a média das velocidades angulares da articulação do ombro na fase descendente no supino foi de $80,93 \pm 19,71 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$ e na fase ascendente foi de $-82,31 \pm 18,13 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$. Não foi verificada diferença significativa entre as velocidades das duas fases. Para o supino executado no protocolo de pré-exaustão, todavia, a média das velocidades angulares da articulação do ombro na fase descendente no supino foi de $77,94 \pm 19,56 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$ e na fase ascendente foi de $-72,71 \pm 16,83 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$. Desse modo, na comparação entre os protocolos experimentais, exceto na comparação entre as fases descendentes, em todas as outras as velocidades angulares da articulação do ombro foram significativamente mais lentas quando o supino foi executado utilizando o método de pré-exaustão.

6.1.2 Crucifixo

A FIGURA 16 mostra as curvas médias e desvios padrão do comportamento cinemático e da coordenação das ações dos músculos PM, DA e TB para 10RM do crucifixo de um sujeito típico. Os gráficos 16A e 16B apresentam respectivamente, o deslocamento linear vertical do halter direito e a velocidade angular do ombro direito. De modo similar à FIGURA 15, a redução do ângulo em 16A representa a fase descendente do movimento e o aumento desses valores está relacionado com a fase ascendente no ciclo de movimento. Da mesma forma, as velocidades positivas no gráfico 16B referem-se à abdução horizontal do ombro e às velocidades negativas à adução horizontal da mesma articulação. Os gráficos 16C, 16D e 16E estão associados, respectivamente, ao envoltório linear do músculo PM, ao envoltório linear do músculo DA e ao envoltório linear do músculo TB normalizados pela CIVM.

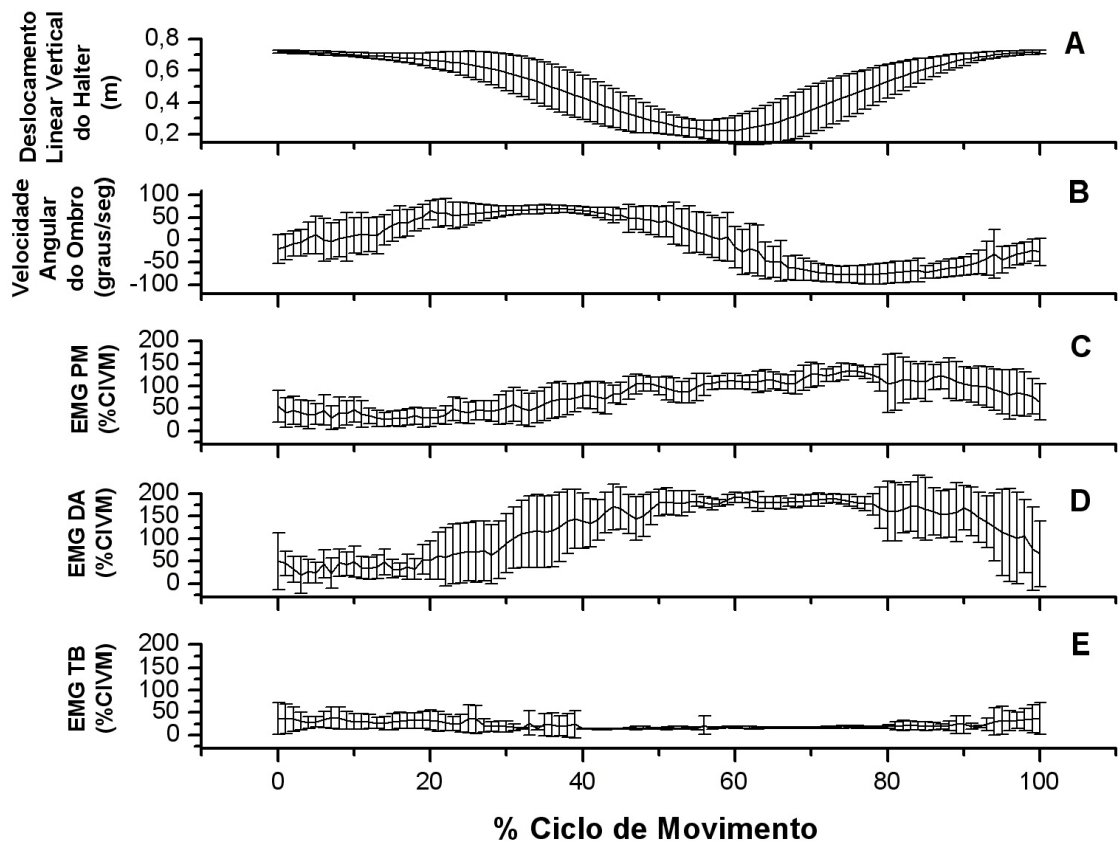


FIGURA 16 – Curvas médias e desvios padrão do comportamento cinemático e da coordenação das ações dos músculos PM, DA e TB em um ciclo de movimento para 10RM do crucifixo de um sujeito representativo (S8). Os gráficos 16A e 16B apresentam respectivamente, o deslocamento linear vertical da barra e a velocidade angular do ombro direito. Os gráficos 16C, 16D e 16E referem-se, respectivamente, ao envoltório linear do músculo PM, DA e TB normalizados pela CIVM.

Neste exercício os picos de atividade exibida pelo PM e DA tenderam a ocorrer anteriormente ao supino. Para o PM tal atividade ocorreu na fase ascendente em média a $84,37 \pm 16,79\%$ do ciclo de movimento. E para DA este pico ocorreu também na fase ascendente em média a $84,51 \pm 27,27\%$ do ciclo, durante o movimento de adução horizontal do ombro. De modo semelhante ao supino, a

atividade de PM e DA apresentaram tendência de atividade constante e sincrônica desde a fase descendente até o final do ciclo de movimento.

Para TB a ocorrência do pico de atividade também tendeu a ocorrer muito próximo do final do ciclo de movimento, $99,40 \pm 6,94\%$. Conforme demonstrado na FIGURA 16, este músculo manteve-se pouco ativo durante a maior parte do ciclo. A maior atividade apresentada no final provavelmente está associada ao movimento de extensão de cotovelos que os sujeitos faziam para completar a fase ascendente do movimento, conforme observado pelos dados cinemáticos.

Ainda considerando o sentido da trajetória do movimento orientado em favor da ação gravitacional, a média das velocidades angulares da articulação do ombro na fase descendente no crucifixo foi de $70,66 \pm 21,09^\circ\cdot s^{-1}$ e na fase ascendente foi de $-99,90 \pm 25,59^\circ\cdot s^{-1}$. Houve diferença significativa entre as velocidades dessas duas fases. As velocidades de cada uma dessas fases também foi significativamente diferente das respectivas fases no exercício supino.

6.2 Análise da intensidade das ações musculares nos exercícios investigados

A análise da intensidade das ações musculares nos exercícios supino e crucifixo seguiu o mesmo critério de seleção do item 6.1. Isto é, utilizou-se para análise o exercício que foi executado primeiro no protocolo experimental. Assim, foi analisado o crucifixo do protocolo 1 e o supino do protocolo 2. Também para esta análise da intensidade das ações musculares nos exercícios foi considerado, em separado e de acordo com as respectivas definições citadas no item 5, o ciclo de movimento e a fase ascendente do ciclo de movimento. Para análise da relação duração da contração e intensidade de ativação (faixas de intensidade) foi considerado apenas o ciclo de movimento.

6.2.1 *Supino*

A FIGURA 17 mostra os valores médios do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM_Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA_Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB_Asc (Ativação do tríceps

braquial durante a fase ascendente) para 10RM do supino, os quais foram de $76,67 \pm 18,26\%$; $72,29 \pm 17,10\%$ e $59,49 \pm 10,65\%$, respectivamente. Apesar da maior intensidade de ativação para PM_Asc, não houve diferença significativa na intensidade de ativação entre este e DA_Asc. Entretanto, houve diferença significativa entre TB_Asc e os outros músculos investigados.

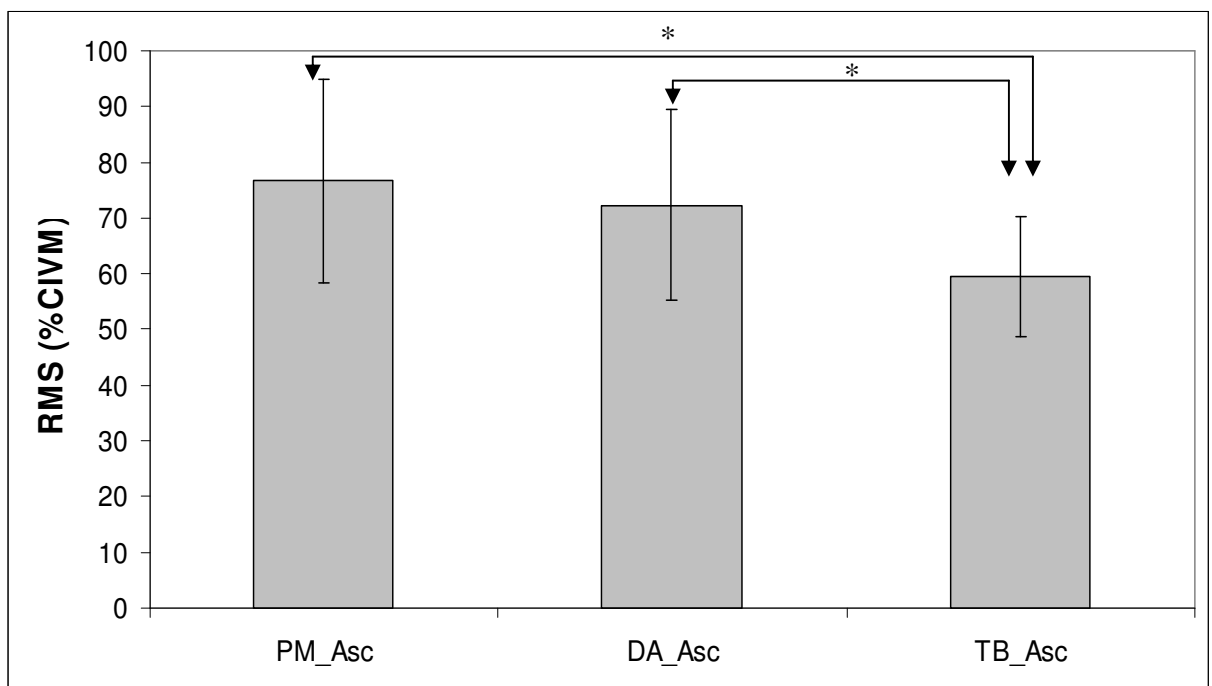


FIGURA17 – Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para 10RM do supino. (*Diferenças significativas para $p < 0,05$) $n = 120$

A FIGURA 18 exibe os mesmos dados para 10RM do supino. No entanto, considera as fases ascendentes e descendentes juntas no ciclo de movimento. Assim, apresenta os valores médios do RMS normalizado pela CIVM dos músculos analisados que aqui foram nomeados apenas por PM, DA e TB e foram respectivamente, $69,42 \pm 17,34\%$; $65,46 \pm 17,42\%$ e $46,35 \pm 10,29\%$. Nessa condição de tratamento dos dados, os valores foram mais baixos conforme o previsto, uma vez que, a intensidade de ativação na fase descendente do movimento, a qual tende a

ser mais baixa, é computada junto com a fase ascendente, na qual geralmente se observa maior intensidade de ativação muscular. Observou-se, por conseguinte, o mesmo comportamento da FIGURA 17. Ou seja, apesar do maior valor RMS para PM em relação aos outros músculos, não houve diferença significativa na intensidade de ativação entre PM e DA. Entretanto, houve diferença significativa entre TB e os outros músculos investigados.

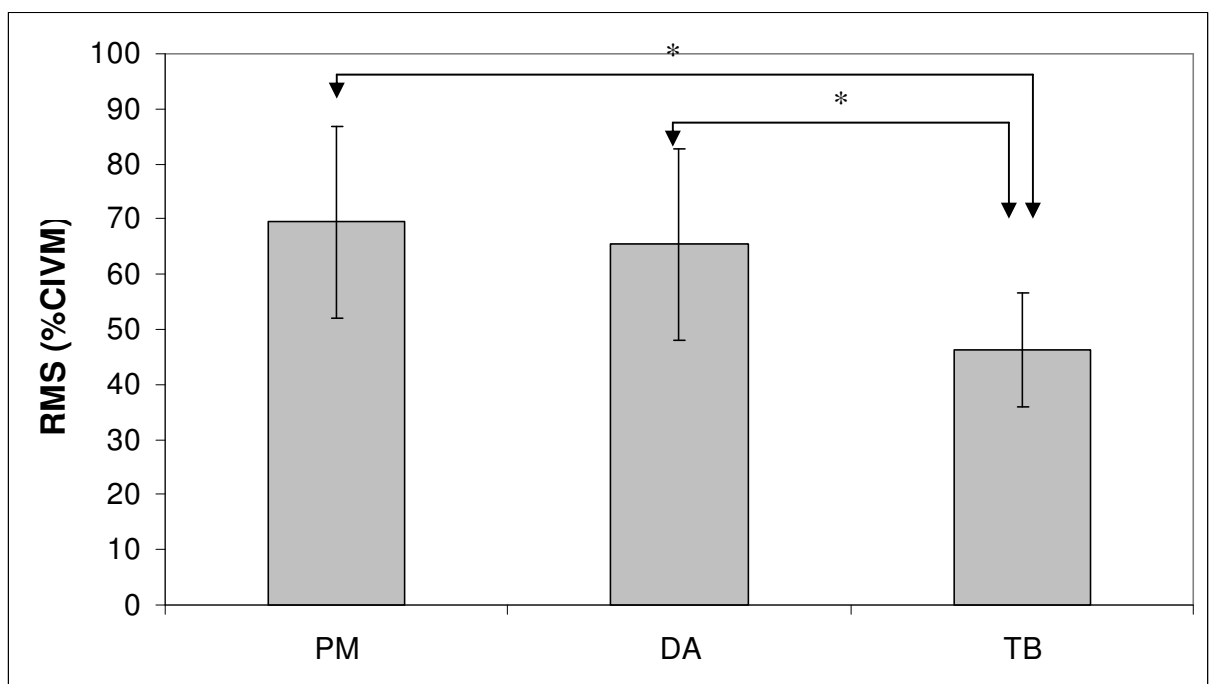


FIGURA18 – Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para 10RM do supino. (*Diferenças significativas para $p < 0,05$) $n=120$

Na análise para cada repetição, as FIGURAS 19 e 20 ilustram o comportamento apresentado pelos músculos ao longo das 10RM tanto considerando apenas a fase ascendente (FIGURA 19) como também para fase ascendente e descendente juntas no ciclo de movimento (FIGURA 20). No entanto, como se está comparando três variáveis (músculos) em cada repetição, as variáveis PM_Asc,

DA_Asc e TB_Asc (FIGURA 19), assim como PM, DA e TB (FIGURA 20) foram comparadas aos pares, para que se pudesse determinar com exatidão onde de fato ocorre a diferença. Desse modo, as TABELAS 5 e 6 mostram os perfis destas comparações, onde é possível notar, novamente, que na maioria das vezes a diferença ocorre entre Tríceps Braquial com Peitoral Maior e Porção Acromial do Deltóide em cada repetição.

Estes valores médios encontram-se nas TABELAS 5 (para as fases ascendentes) e 6 (ciclo de movimento). Na TABELA 5 é possível notar que todas as repetições obtiveram diferenças significativas entre o TB_Asc e os outros músculos, ao passo que somente na primeira repetição houve diferença significativa entre PM_Asc e DA_Asc. Comportamento muito semelhante foi encontrado quando se considerou o ciclo de movimento na TABELA 6. Isto é, houve diferenças significativas entre TB e os outros músculos em todas as repetições, embora estas diferenças não foram encontradas entre PM e DA em nenhuma repetição.

É possível observar também, nas FIGURAS 19 e 20, o aumento das intensidades de ativação em cada músculo ao longo da série. Portanto, resta saber se um mesmo músculo variou significativamente ao longo de cada repetição. Para tal análise, ao se considerar somente as fases ascendentes de cada movimento não foram encontradas diferenças significativas para estes músculos entre cada repetição. Todavia, ao se considerar o ciclo de movimento na FIGURA 20, verificou-se diferenças estatisticamente significantes entre quase todas as repetições tanto para PM quanto para DA e TB. Diferenças estas expressas na TABELA 7, que exhibe os valores de p encontrados na comparação entre as repetições. De modo geral, para DA e TB, observa-se que a primeira repetição é significativamente diferente da quinta e da décima e esta é diferente da quinta.

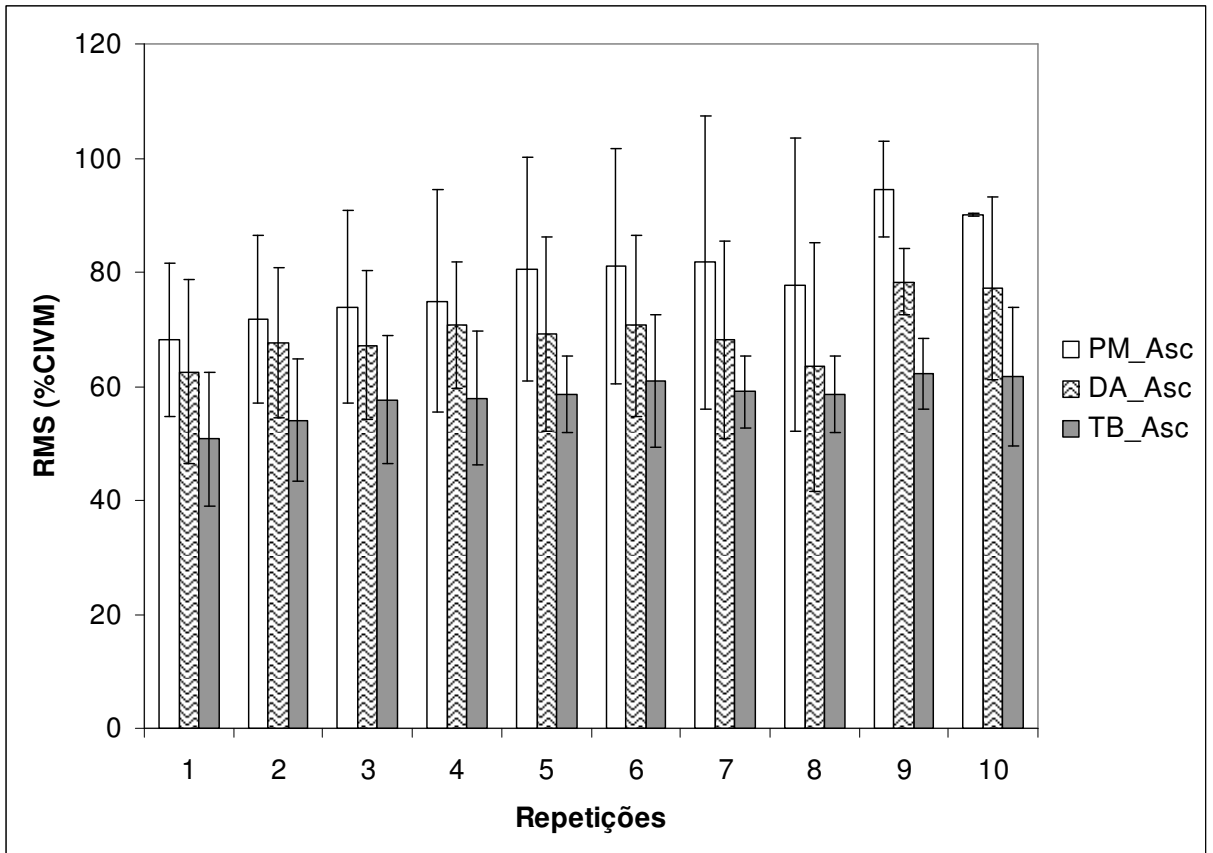


FIGURA 19 - Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM Asc (ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para cada repetição do supino. (Relações de significância estatística vide TABELA 5 e texto) n=120

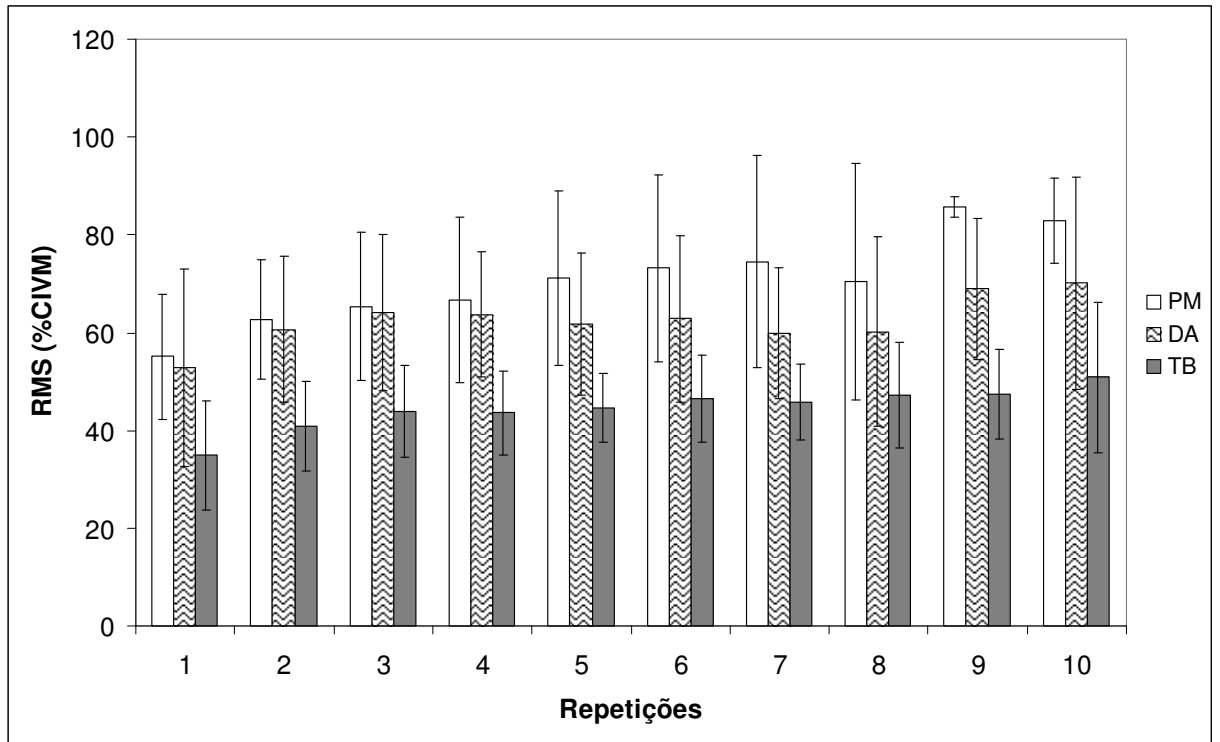


FIGURA 20 – Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para cada repetição do supino. (Relações de significância estatística vide TABELAS 6 e 7) n=120

TABELA 5 – Valores médios e desvios padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM Asc (ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para cada repetição do supino. Valores percentuais. (*Diferenças significativas entre TB e os outros músculos para $p < 0,05$, **Diferenças significativas entre PM e DA para $p < 0,05$) $n=120$

Repetições	PM_Asc (%CIVM)	DA_Asc (%CIVM)	TB_Asc (%CIVM)
1	68,09 ± 13,48**	62,55 ± 16,05	50,76 ± 11,68*
2	71,73 ± 14,66	67,55 ± 13,17	54,00 ± 10,71*
3	73,91 ± 16,82	67,19 ± 13,12	57,60 ± 11,26*
4	74,94 ± 19,44	70,64 ± 11,07	57,93 ± 11,68*
5	80,54 ± 19,58	69,10 ± 16,97	58,56 ± 6,73*
6	81,00 ± 20,69	70,60 ± 15,82	60,97 ± 11,63*
7	81,70 ± 25,66	68,13 ± 17,25	59,05 ± 6,29*
8	77,69 ± 25,67	63,39 ± 21,85	58,53 ± 6,72*
9	94,55 ± 8,45	78,26 ± 5,74	62,16 ± 6,26*
10	89,97 ± 0,27	77,05 ± 15,99	61,73 ± 12,19*

TABELA 6 – Valores médios e desvios padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM (ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para cada repetição do supino. Valores percentuais. (*Diferenças significativas entre TB e os outros músculos para $p < 0,05$) n=120

Repetições	PM (%CIVM)	DA (%CIVM)	TB (%CIVM)
1	55,11 ± 12,76	52,91 ± 20,18	34,90 ± 11,24*
2	62,78 ± 12,18	60,69 ± 15,01	40,83 ± 9,14*
3	65,35 ± 15,20	64,20 ± 15,98	43,95 ± 9,31*
4	66,74 ± 16,85	63,72 ± 12,81	43,59 ± 8,65*
5	71,23 ± 17,87	61,81 ± 14,51	44,62 ± 6,93*
6	73,18 ± 19,21	62,83 ± 17,03	46,46 ± 8,90*
7	74,55 ± 21,71	59,86 ± 13,33	45,89 ± 7,74*
8	70,41 ± 24,23	60,22 ± 19,37	47,22 ± 10,82*
9	85,79 ± 2,07	69,03 ± 14,45	47,50 ± 9,11*
10	82,97 ± 8,68	70,18 ± 21,74	50,88 ± 15,35*

TABELA 7 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições para os músculos PM, DA e TB na execução do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n=120

Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
P M	2	0,041*								
	3	0,015*	0,239							
	4	0,012*	0,117	0,136						
	5	0,003*	0,006*	0,004*	0,005*					
	6	0,003*	0,004*	0,002*	0,003*	0,272				
	7	0,004*	0,012*	0,005*	0,010*	0,814	0,814			
	8	0,008*	0,019*	0,041*	0,041*	0,530	0,638	0,638		
	9	0,005*	0,006*	0,028*	0,034*	0,034*	0,034*	0,050*	0,019*	
	10	0,012*	0,041*	0,060	0,084	0,480	0,388	0,272	0,308	0,239
	D A	2	0,034*							
3		0,015*	0,108							
4		0,028*	0,239	0,583						
5		0,012*	0,388	0,754	0,505					
6		0,003*	0,084	0,239	0,158	0,071				
7		0,012*	0,060	0,814	0,388	0,530	0,433			
8		0,002*	0,019*	0,239	0,023*	0,019*	0,041*	0,012*		
9		0,005*	0,050*	0,272	0,060	0,041*	0,060	0,041*	0,754	
10		0,002*	0,004*	0,012*	0,008*	0,005*	0,010*	0,019*	0,084	0,028*
T B		2	0,010*							
	3	0,015*	0,158							
	4	0,002*	0,050*	0,638						
	5	0,010*	0,019*	0,814	0,530					
	6	0,003*	0,003*	0,019*	0,012*	0,060				
	7	0,002*	0,010*	0,023*	0,015*	0,015*	0,084			
	8	0,002*	0,023*	0,084	0,041*	0,034*	0,077	0,530		
	9	0,003*	0,004*	0,010*	0,005*	0,010*	0,071	0,433	0,209	
	10	0,002*	0,005*	0,010*	0,008*	0,017*	0,071	0,209	0,071	0,433

6.2.1.1 Relação da duração da contração muscular com níveis de intensidade ativação muscular no supino

Considerando o que foi estabelecido no item 4.5, a FIGURA 21 exibe o tempo relativo em que os músculos estudados apresentaram atividade acima de 0,5% CIVM ao longo da série do exercício supino. Para PM esse tempo foi de $98,73 \pm 0,53\%$ do tempo de toda a série de 10 repetições. Para DA esse tempo foi de $98,33 \pm 0,58\%$ e para TB $97,58 \pm 0,66\%$. Não houve diferença significativa entre os músculos para esta análise.

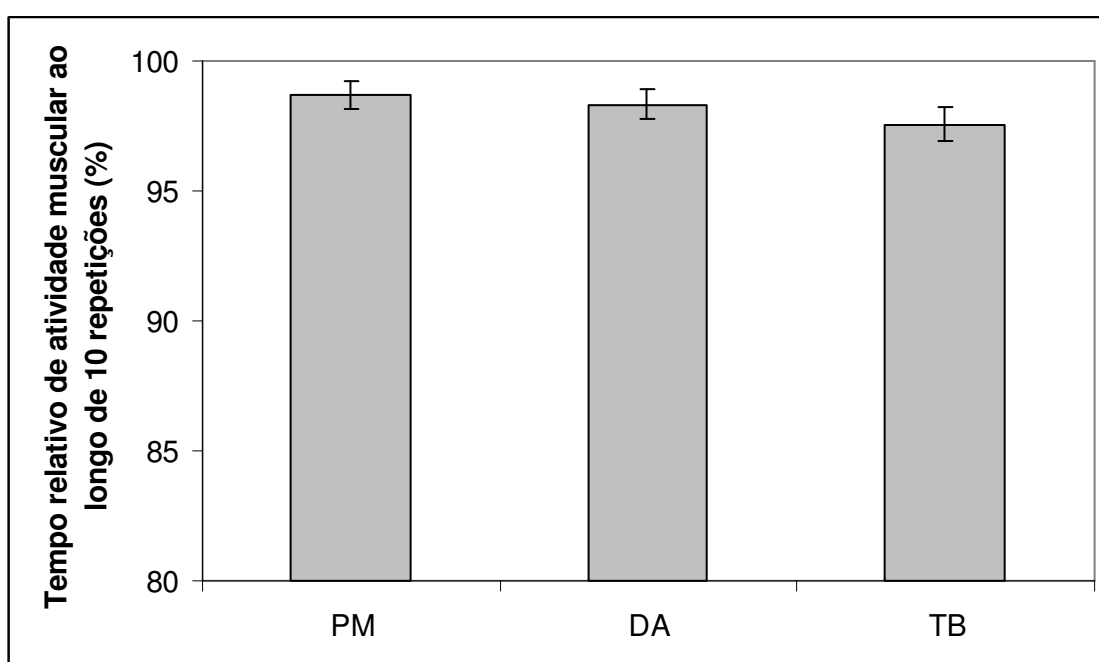


FIGURA 21 – Tempo relativo de atividade (acima de 0,5%) para os músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo de 10 repetições de uma série de supino. n=120

A seguir, considera-se as faixas de intensidade estabelecidas também no item 4.5. As FIGURAS 22, 23 e 24 apresentam o comportamento dessas faixas para os músculos PM, DA e TB, respectivamente. A TABELA 8 exibe os valores médios e desvios padrão da contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação dos músculos PM, DA e TB ao longo do ciclo de movimento para 10RM do supino. E a TABELA 9, as relações de significância estatística do mesmo dado para estes músculos.

Assim, observou-se maior contribuição entre os níveis 20 a 40% da CIVM (21,73% \pm 7,35% do ciclo de movimento) para PM. Houve diferenças significativas entre todas as faixas exceto entre as faixas: 0,5 a 20% com 60 a 80%; 0,5 a 20% com Acima de 100% e entre as faixas 20 a 40% com 40 a 60%, conforme expresso na TABELA 9.

Do mesmo modo, para DA observou-se maior contribuição também na faixa de 20 a 40% da CIVM (24,64% \pm 7,40% do ciclo de movimento). Também, de modo similar ao músculo PM, houve diferença significativa entre todas as faixas exceto entre as faixas: 0,5 a 20% com 40 a 60% e 80 a 100% com Acima de 100%.

E para TB observou-se grande contribuição da faixa de 0,5 a 20% da CIVM (40,24% \pm 13,94% do ciclo de movimento). A contribuição desta faixa foi significativamente maior que todas as outras, corroborando com as FIGURAS 17 a 20 que mostraram significativo menor nível de atividade destes músculos comparado aos outros. Contudo, para este músculo, ao contrário de PM e DA houve diferença significativa entre todas as faixas de intensidade sem exceção, como é observado também na TABELA 9.

TABELA 8 – Valores médios e desvios padrão da contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação dos músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo do ciclo de movimento para 10RM do supino. (Relações de significância estatística vide TABELA 8) Valores percentuais n=120

Faixas/músculos	PM (%)	DA (%)	TB (%)
0,5 a 20%	17,25 \pm 16,04	22,71 \pm 16,50	40,24 \pm 13,94
20 a 40%	21,73 \pm 7,35	24,64 \pm 7,40	28,11 \pm 5,99
40 a 60%	19,78 \pm 5,66	19,55 \pm 4,69	15,25 \pm 4,96
60 a 80%	15,81 \pm 5,94	14,51 \pm 5,94	8,52 \pm 3,77
80 a 100%	10,78 \pm 5,37	8,83 \pm 5,20	4,48 \pm 3,03
Acima de 100%	14,64 \pm 10,15	9,76 \pm 8,03	3,40 \pm 3,21

TABELA 9 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as faixas de intensidade para os músculos PM, DA e TB na execução de 10RM do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). $n=120$

		0,5 a 20%	20 a 40%	40 a 60%	60 a 80%	80 a 100%
P M	20 a 40%	<0,001*				
	40 a 60%	0,020*	0,068			
	60 a 80%	0,487	<0,001*	<0,001*		
	80 a 100%	0,038*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	
	Acima de 100%	0,735	<0,001*	<0,001*	0,046*	<0,001*
D A	20 a 40%	0,002*				
	40 a 60%	0,582	<0,001*			
	60 a 80%	0,002*	<0,001*	<0,001*		
	80 a 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	
	Acima de 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,368
T B	20 a 40%	<0,001*				
	40 a 60%	<0,001*	<0,001*			
	60 a 80%	<0,001*	<0,001*	<0,001*		
	80 a 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	
	Acima de 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*

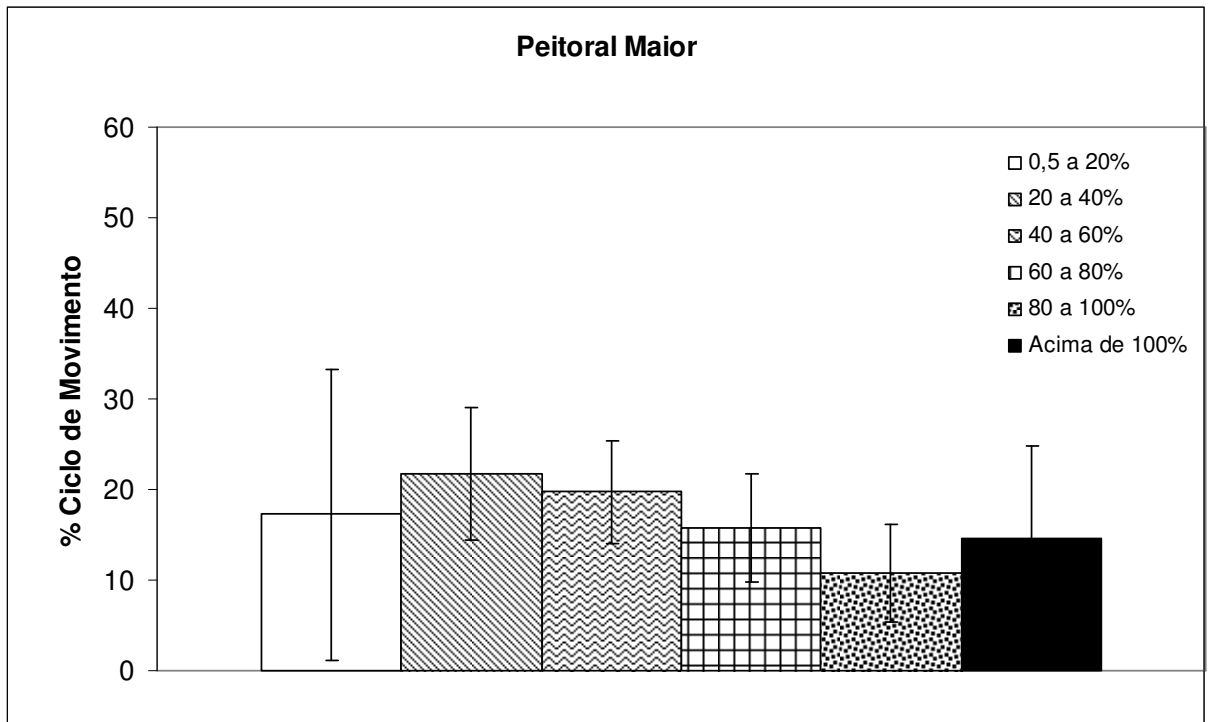


FIGURA 22 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Peitoral Maior (PM). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento de 10RM do supino. (Relações de significância estatística vide TABELA 9) n=120.

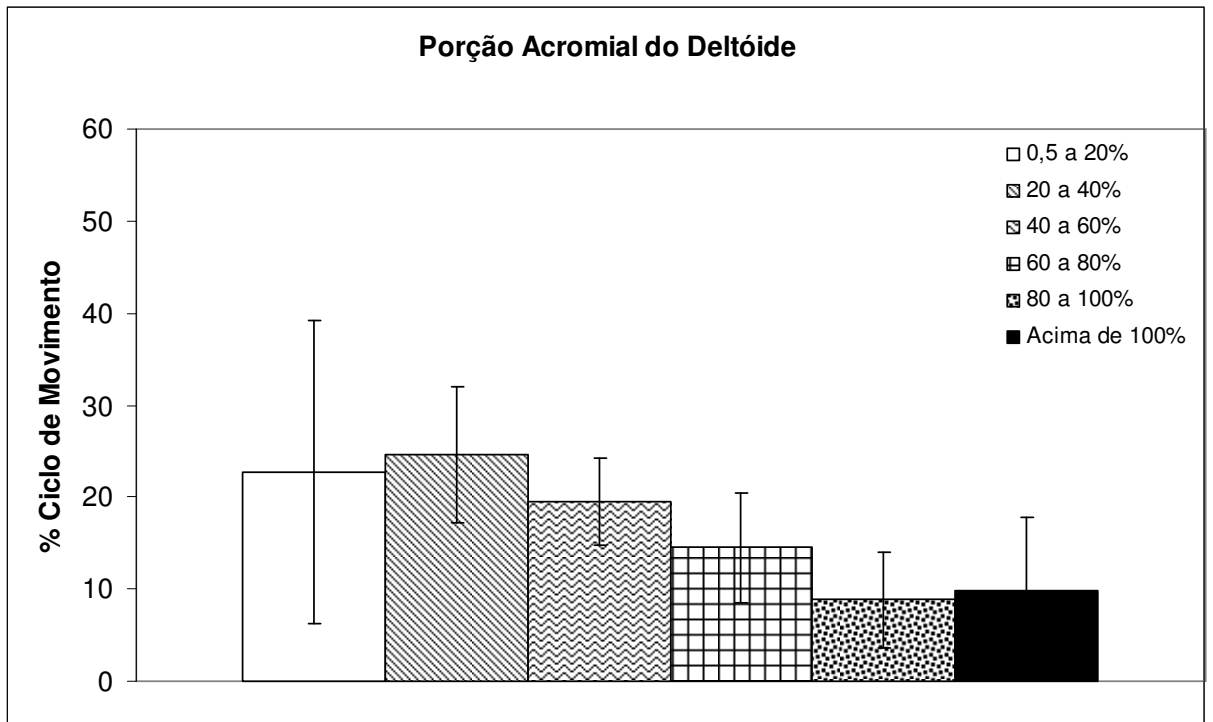


FIGURA 23 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Porção Acromial do Deltóide (DA). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento de 10RM do supino. (Relações de significância estatística vide TABELA 9) n=120

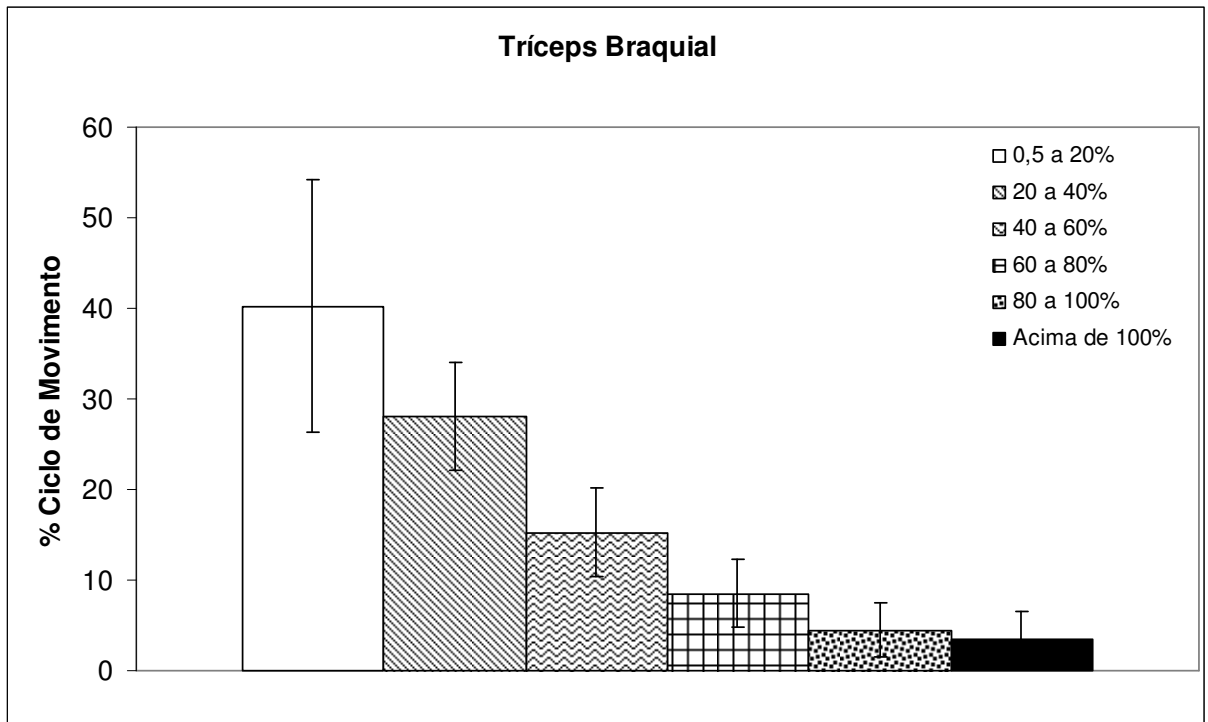


FIGURA 24 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Tríceps Braquial (TB). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento de 10RM do supino. (Relações de significância estatística vide TABELA 9) n=120

Através da análise do comportamento dessas faixas de intensidade em cada repetição é possível observar a contribuição relativa de cada faixa ao longo da série do exercício. Desse modo, as análises a seguir destinam-se a identificar momentos de significativo aumento ou redução na contribuição de cada faixa entre o início, o meio e o final da série. De modo geral, foi possível observar também que a contribuição de faixas menos intensas tendeu a reduzir à medida que se aproximavam as repetições finais da série de 10 movimentos. Concomitantemente com essa redução, as faixas mais intensas aumentaram a sua contribuição. Tal observação pode ser evidenciada através da análise de cada uma das repetições conforme expresso nas FIGURAS 25 para PM, 26 para DA e 27 para TB a seguir e também nas TABELAS 10 a 13. Na TABELA 10 estão expressos os valores médios e desvios-padrão de cada faixa em cada repetição. Já as TABELAS 11, 12 e 13 contêm, para os músculos PM, DA e TB, respectivamente, a comparação entre cada

uma das repetições e a respectiva contribuição relativa de cada faixa repetição a repetição.

TABELA 10 – Valores médios (e desvios padrão) da contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação dos músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo do ciclo de movimento em cada repetição do supino. Valores percentuais. (Relações de significância vide TABELAS 10,11 e 12) n=120

	Repetições / Faixas	1 (%)	2 (%)	3 (%)	4 (%)	5 (%)	6 (%)	7 (%)	8 (%)	9 (%)	10 (%)
P M	0,5 a 20%	25,41 (16,56)	16,32 (12,76)	17,43 (15,92)	16,79 (15,89)	13,97 (14,19)	13,33 (12,72)	16,49 (14,69)	18,18 (18,35)	16,71 (17,94)	17,90 (22,29)
	20 a 40%	27,91 (5,45)	27,91 (4,49)	24,14 (5,60)	23,72 (5,80)	21,87 (4,99)	20,46 (8,20)	19,20 (6,38)	19,02 (7,28)	16,61 (7,48)	16,46 (7,61)
	40 a 60%	20,48 (7,05)	22,92 (5,33)	21,69 (5,52)	21,58 (6,23)	20,99 (6,31)	20,36 (5,39)	18,54 (4,81)	18,23 (5,13)	16,67 (4,32)	16,32 (3,73)
	60 a 80%	12,85 (5,59)	14,85 (5,34)	16,34 (6,26)	17,04 (4,75)	16,64 (5,63)	16,38 (5,66)	17,22 (5,80)	15,80 (6,88)	15,82 (6,05)	15,20 (6,21)
	80 a 100%	7,14 (3,68)	9,67 (3,35)	9,79 (5,18)	9,75 (4,75)	11,03 (5,56)	12,43 (5,46)	12,09 (6,01)	11,41 (5,86)	12,32 (6,32)	12,18 (6,18)
	Acima de 100%	6,23 (5,29)	8,33 (4,94)	10,62 (6,05)	11,11 (6,96)	15,50 (8,73)	17,04 (9,92)	16,45 (9,90)	17,36 (9,77)	21,88 (12,27)	21,94 (13,23)
D A	0,5 a 20%	37,64 (22,48)	23,94 (14,58)	21,43 (14,22)	24,33 (13,87)	22,23 (13,25)	21,60 (12,53)	21,86 (17,85)	19,63 (18,23)	19,45 (18,06)	14,96 (13,49)
	20 a 40%	25,31 (5,96)	28,89 (5,86)	27,33 (7,95)	26,28 (5,58)	26,66 (7,94)	24,92 (9,17)	24,57 (7,32)	21,43 (6,91)	21,10 (6,89)	19,92 (6,95)
	40 a 60%	16,50 (6,76)	19,85 (6,14)	21,29 (4,54)	20,42 (4,51)	19,86 (4,64)	18,23 (2,73)	20,46 (5,01)	18,83 (3,57)	19,79 (4,16)	20,25 (3,31)
	60 a 80%	9,79 (6,87)	12,88 (5,57)	14,77 (5,10)	15,13 (5,85)	14,36 (7,41)	15,91 (4,750)	15,60 (6,80)	14,81 (6,44)	15,46 (5,37)	16,36 (3,73)
	80 a 100%	5,19 (4,34)	7,70 (4,69)	7,40 (4,54)	7,69 (4,11)	8,19 (4,84)	9,42 (5,57)	8,43 (4,92)	11,19 (5,61)	11,21 (5,86)	11,89 (5,14)
	Acima de 100%	5,57 (6,93)	6,74 (4,77)	7,79 (6,93)	6,14 (4,66)	8,69 (5,86)	9,92 (7,63)	9,08 (6,35)	14,10 (8,90)	12,98 (8,92)	16,61 (11,53)
T B	0,5 a 20%	59,20 (17,20)	47,94 (13,20)	43,24 (10,02)	42,28 (11,65)	39,85 (12,15)	39,32 (10,11)	35,77 (12,20)	36,13 (10,91)	30,55 (7,00)	28,12 (7,15)
	20 a 40%	23,16 (9,18)	26,99 (6,34)	30,28 (6,19)	29,65 (6,33)	29,29 (5,20)	29,05 (5,33)	28,04 (5,70)	27,64 (4,69)	28,35 (3,24)	28,64 (5,09)
	40 a 60%	9,03 (5,10)	12,97 (4,43)	13,11 (4,02)	14,47 (3,61)	15,16 (5,08)	15,43 (3,99)	17,12 (4,77)	16,29 (2,47)	18,74 (3,05)	20,19 (3,56)
	60 a 80%	4,55 (4,59)	6,39 (2,46)	7,03 (3,52)	7,74 (3,93)	8,74 (3,18)	7,87 (2,23)	9,44 (12,11)	10,08 (3,50)	12,07 (2,46)	11,28 (3,04)
	80 a 100%	2,62 (2,57)	3,51 (2,55)	3,46 (3,09)	3,57 (2,41)	4,57 (3,79)	4,28 (2,45)	5,07 (2,59)	5,79 (3,40)	5,79 (2,64)	6,18 (3,31)
	Acima de 100%	1,43 (1,74)	2,20 (2,72)	2,87 (3,36)	2,29 (2,54)	2,40 (1,73)	4,04 (3,51)	4,57 (3,34)	4,08 (3,60)	4,50 (2,35)	5,59 (4,58)

TABELA 11 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo PM na execução do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). $n = 120$. Faixa (F), Repetição (Rep).

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,5 a 20	2	0,050*								
	3	0,028*	0,875							
	4	0,008*	0,638	0,480						
	5	0,005*	0,099	0,010*	0,019*					
	6	0,012*	0,136	0,006*	0,034*	0,695				
	7	0,023*	0,272	0,136	0,347	0,388	0,388			
	8	0,060	0,530	0,158	0,136	0,388	0,480	0,937		
	9	0,034*	0,308	0,060	0,084	0,099	0,937	0,347	0,388	
	10	0,071	0,209	0,041*	0,158	0,388	0,937	0,182	0,433	0,367
	20 a 40	2	0,814							
3		0,019*	0,002*							
4		0,050*	0,002*	0,814						
5		0,015*	0,002*	0,084	0,117					
6		0,023*	0,006*	0,050*	0,034*	0,347				
7		0,002*	0,002*	0,004*	0,008*	0,084	0,272			
8		0,010*	0,005*	0,019*	0,019*	0,034*	0,272	0,814		
9		0,005*	0,003*	0,004*	0,005*	0,006*	0,010*	0,099	0,019*	
10		0,005*	0,002*	0,005*	0,004*	0,008*	0,008*	0,060	0,028*	0,875
40 a 60		2	0,209							
	3	0,209	0,433							
	4	0,433	0,209	1,000						
	5	0,638	0,209	0,433	0,583					
	6	0,937	0,071	0,239	0,272	0,433				
	7	0,388	0,015*	0,034*	0,034*	0,050*	0,209			
	8	0,239	0,015*	0,026*	0,023*	0,084	0,099	0,638		
	9	0,117	0,008*	0,010*	0,019*	0,015*	0,028*	0,060	0,136	
	10	0,099	0,008*	0,023*	0,034*	0,041*	0,023*	0,158	0,099	0,814

Continua

TABELA 11 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo PM na execução do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). $n=120$. Faixa (F), Repetição (Rep).(cont.)

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
80 a 100	2	0,050*								
	3	0,028*	0,875							
	4	0,019*	1,000	0,937						
	5	0,010*	0,594	0,136	0,239					
	6	0,005*	0,117	0,002*	0,005*	0,117				
	7	0,004*	0,084	0,023*	0,028*	0,136	0,937			
	8	0,015*	0,239	0,084	0,182	0,272	0,583	0,480		
	9	0,012*	0,117	0,084	0,136	0,117	0,875	1,000	0,308	
	10	0,015*	0,099	0,041*	0,041*	0,136	0,754	0,695	0,117	0,695
	+ 100	2	0,136							
3		0,034*	0,041*							
4		0,028*	0,028*	0,477						
5		0,004*	0,005*	0,006*	0,003*					
6		0,003*	0,002*	0,002*	0,002*	0,099				
7		0,005*	0,005*	0,008*	0,005*	0,530	0,695			
8		0,005*	0,003*	0,010*	0,008*	0,209	0,638	0,583		
9		0,005*	0,002*	0,006*	0,006*	0,023*	0,028*	0,023*	0,008*	
10		0,006*	0,008*	0,010*	0,008*	0,099	0,084	0,060	0,071	0,875

TABELA 12 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo DA na execução do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n =120. Faixa (F), Repetição (Rep).

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,5 a 20	2	0,015*								
	3	0,008*	0,182							
	4	0,034*	0,937	0,308						
	5	0,006*	0,158	0,346	0,060					
	6	0,005*	0,480	0,638	0,182	0,814				
	7	0,005*	0,308	0,937	0,388	0,480	0,308			
	8	0,002*	0,480	0,480	0,117	0,136	0,239	0,136		
	9	0,003*	0,308	0,695	0,239	0,530	0,480	0,209	0,695	
	10	0,002*	0,008*	0,050*	0,041*	0,041*	0,012*	0,099	0,099	0,158
	20 a 40	2	0,136							
3		0,583	0,480							
4		0,754	0,071	0,480						
5		0,530	0,239	0,638	0,583					
6		0,583	0,099	0,388	0,638	0,239				
7		0,583	0,050*	0,239	0,388	0,388	0,754			
8		0,071	0,005*	0,023*	0,019*	0,006*	0,028*	0,008*		
9		0,034*	0,017*	0,019*	0,050*	0,050*	0,099	0,060	0,583	
10		0,060	0,010*	0,006*	0,023*	0,008*	0,050*	0,084	0,480	0,433
60 a 80		2	0,060							
	3	0,004*	0,019*							
	4	0,010*	0,028*	0,754						
	5	0,003*	0,209	0,255	0,388					
	6	0,004*	0,028*	0,308	0,556	0,239				
	7	0,004*	0,071	0,433	0,754	0,433	0,638			
	8	0,005*	0,239	1,000	0,937	0,875	0,272	0,754		
	9	0,003*	0,099	0,638	0,875	0,754	0,583	1,000	0,480	
	10	0,005*	0,019*	0,168	0,433	0,182	0,583	0,530	0,388	0,308

Continua

TABELA 12 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxo entre as 10 repetições em cada faixa dwe intensidade de ativação para músculo DA na execução do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n=120. Faixa (F), Repetição (Rep) (cont.)

F %	Rep s	1	2	3	4	5	6	7	8	9
80 a 100	2	0,003*								
	3	0,023*	0,695							
	4	0,023*	0,937	0,530						
	5	0,005*	0,530	0,136	0,534					
	6	0,004*	0,182	0,084	0,071	0,084				
	7	0,012*	0,480	0,388	0,388	0,724	0,071			
	8	0,002*	0,050*	0,023*	0,019*	0,023*	0,034*	0,007*		
	9	0,004*	0,034*	0,015*	0,015*	0,019*	0,023*	0,010*	0,875	
	10	0,003*	0,015*	0,005*	0,003*	0,004*	0,019*	0,006*	0,433	0,346
	+ 100	2	0,239							
3		0,050*	0,347							
4		0,117	0,695	0,084						
5		0,023*	0,136	0,308	0,008*					
6		0,006*	0,060	0,084	0,008*	0,347				
7		0,034*	0,060	0,239	0,028*	0,937	0,308			
8		0,002*	0,008*	0,008*	0,003*	0,010*	0,008*	0,004*		
9		0,010*	0,041*	0,034*	0,015*	0,071	0,077	0,034*	0,347	
10		0,002*	0,005*	0,008*	0,002*	0,012*	0,019*	0,005*	0,182	0,028*

TABELA 13 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo TB na execução do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n =120. Faixa (F), Repetição (Rep)

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,5 a 20	2	0,010*								
	3	0,005*	0,019*							
	4	0,003*	0,023*	0,695						
	5	0,002*	0,003*	0,136	0,480					
	6	0,004*	0,010*	0,117	0,272	0,695				
	7	0,003*	0,005*	0,028*	0,012*	0,015*	0,012*			
	8	0,004*	0,005*	0,012*	0,010*	0,158	0,084	0,638		
	9	0,003*	0,003*	0,002*	0,005*	0,010*	0,005*	0,071	0,019*	
	10	0,003*	0,003*	0,002*	0,005*	0,005*	0,003*	0,019*	0,010*	0,060
	40 a 60	2	0,005*							
3		0,019*	0,814							
4		0,004*	0,239	0,158						
5		0,003*	0,010*	0,084	0,695					
6		0,004*	0,041*	0,071	0,347	0,814				
7		0,004*	0,010*	0,028*	0,034*	0,308	0,346			
8		0,004*	0,010*	0,012*	0,060	0,480	0,433	0,814		
9		0,003*	0,004*	0,004*	0,002*	0,019*	0,005*	0,117	0,012*	
10		0,003*	0,004*	0,005*	0,003*	0,015*	0,006*	0,041*	0,008*	0,155
60 a 80		2	0,071							
	3	0,060	0,410							
	4	0,008*	0,209	0,347						
	5	0,008*	0,012*	0,071	0,530					
	6	0,023*	0,021*	0,530	0,875	0,272				
	7	0,010*	0,002*	0,041*	0,099	0,209	0,023*			
	8	0,004*	0,010*	0,041*	0,099	0,084	0,041*	0,347		
	9	0,003*	0,003*	0,004*	0,004*	0,019*	0,003*	0,015*	0,041*	
	10	0,003*	0,002*	0,004*	0,008*	0,034*	0,008*	0,050*	0,084	0,308

Continua

TABELA 13 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa dwe intensidade de ativação para o músculo TB na execução do supino. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n=120. Faixa (F), Repetição (Rep) (cont.)

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
80 a 100	2	0,116								
	3	0,286	0,814							
	4	0,099	0,937	1,000						
	5	0,028*	0,136	0,117	0,213					
	6	0,034*	0,158	0,272	0,136	0,937				
	7	0,003*	0,071	0,099	0,010*	0,347	0,117			
	8	0,015*	0,050*	0,099	0,041*	0,347	0,099	0,209		
	9	0,010*	0,019*	0,028*	0,019*	0,239	0,050*	0,388	0,906	
	10	0,002*	0,004*	0,005*	0,003*	0,099	0,028*	0,182	0,530	0,583
	+ 100	2	0,074							
3		0,028*	0,155							
4		0,074	0,959	0,477						
5		0,050*	0,477	0,583	0,814					
6		0,012*	0,011*	0,017*	0,028*	0,041*				
7		0,004*	0,007*	0,006*	0,010*	0,019*	0,308			
8		0,028*	0,028*	0,071	0,034*	0,084	0,937	0,530		
9		0,002*	0,019*	0,050*	0,019*	0,006*	0,433	0,875	0,437	
10		0,002*	0,002*	0,010*	0,003*	0,006*	0,182	0,480	0,084	0,272

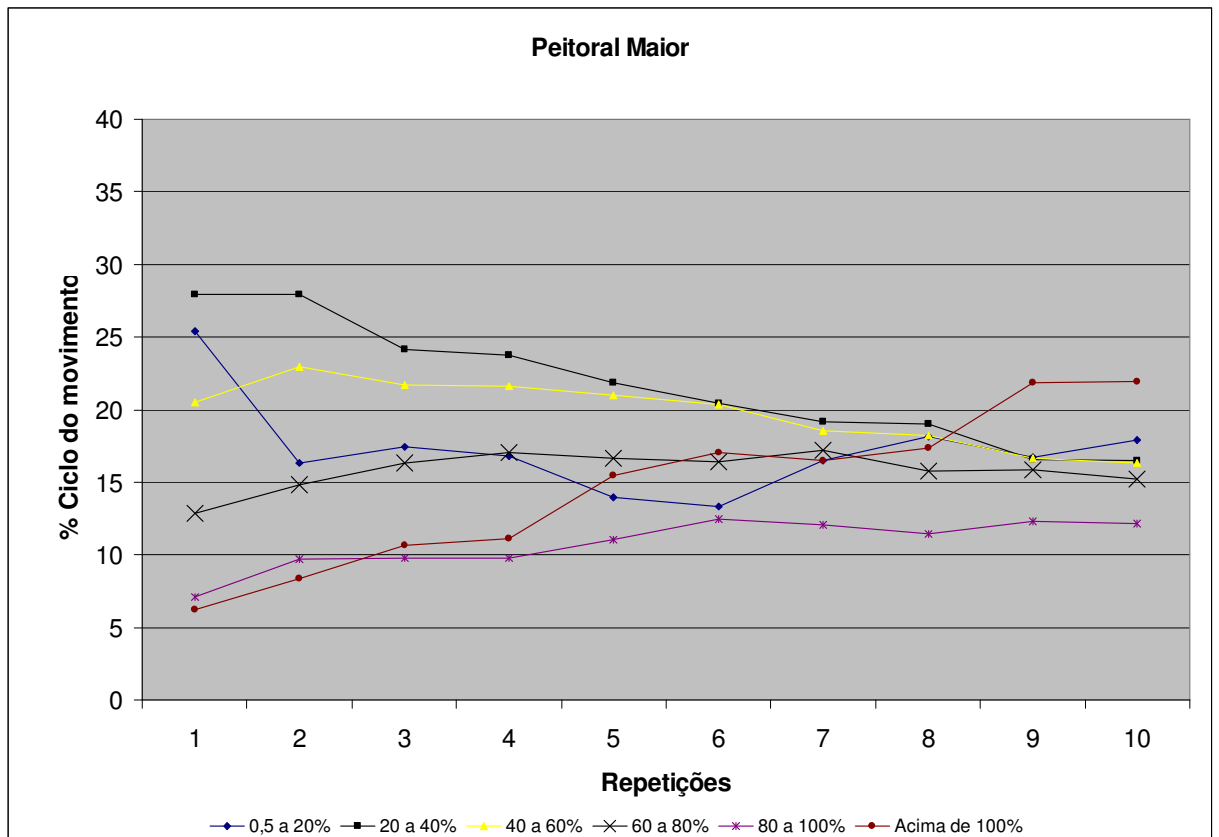


FIGURA 25 – Variação da contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Peitoral Maior (PM). Valores médios dos ciclos de movimento para cada repetição do supino. n=120.

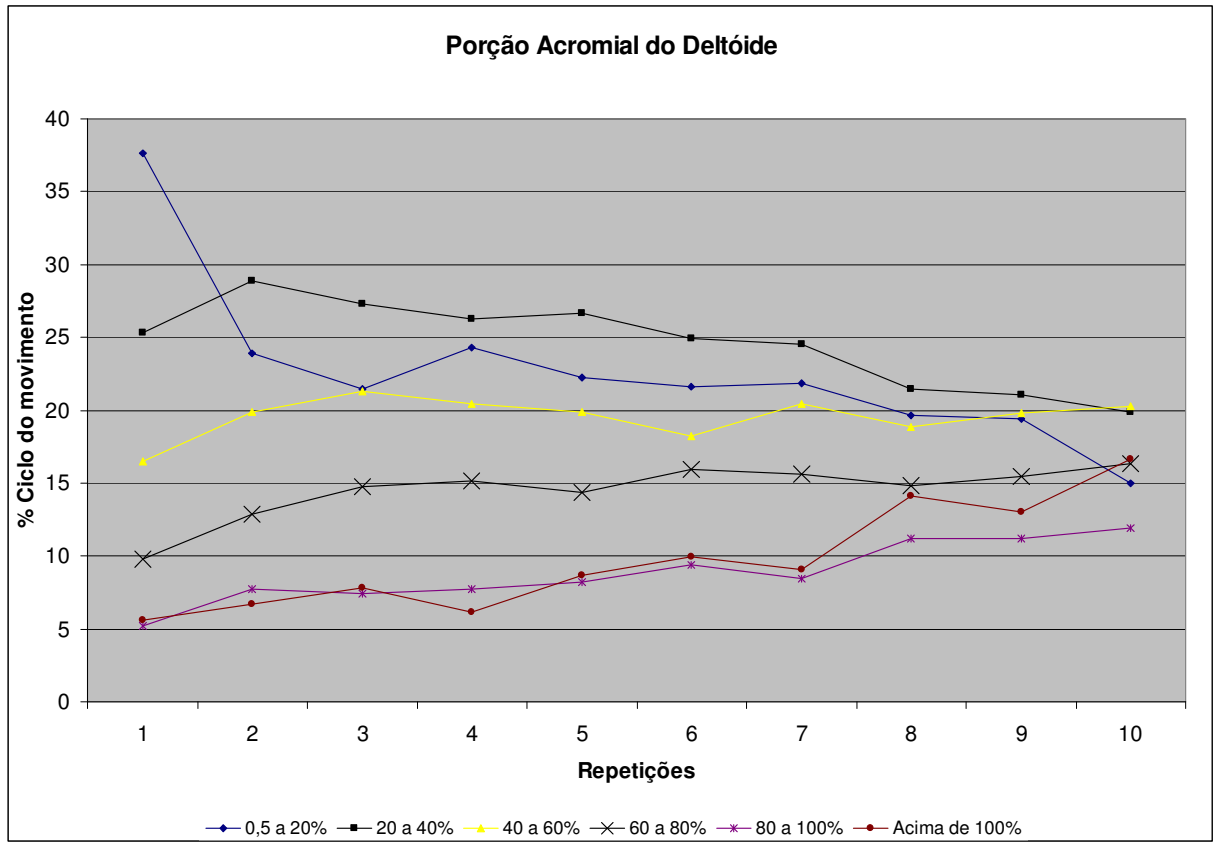


FIGURA 26 – Varição da contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Porção Acromial do Deltóide (DA). Valores médios dos ciclos de movimento para cada repetição do supino. n=120.

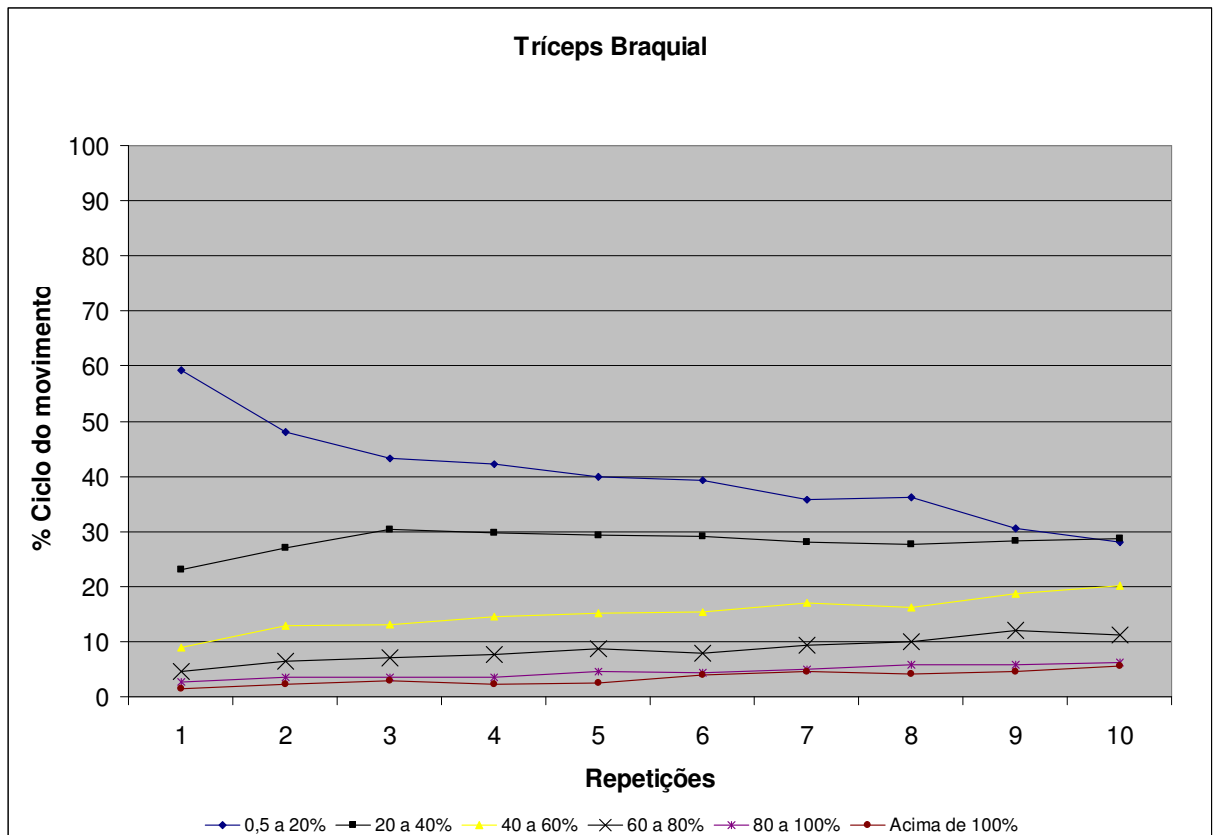


FIGURA 27 – Varição da contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Tríceps Braquial (TB). Valores médios de movimento para cada repetição do supino. n=120.

6.2.2 Crucifixo

A FIGURA 28 mostra os valores médios do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM_Asc, DA_Asc, e TB_Asc para 10RM do crucifixo. Os valores foram, respectivamente, $57,97 \pm 10,58\%$; $65,02 \pm 20,24\%$ e $28,54 \pm 16,35\%$. Apesar do maior valor RMS para DA_Asc, não houve diferença significativa na intensidade de ativação entre este e PM_Asc. Entretanto, houve diferença significativa entre TB_Asc e os outros músculos investigados.

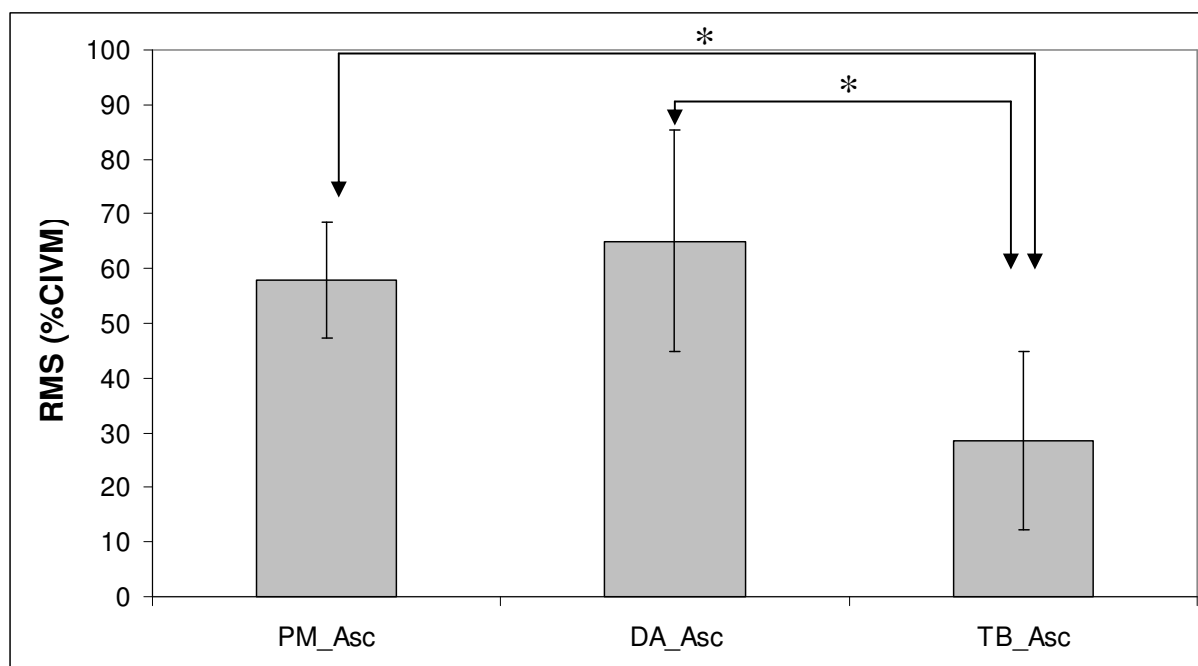


FIGURA 28 – Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para 10RM do crucifixo. (*Diferenças significativas para $p < 0,05$) $n = 120$.

A FIGURA 29 exibe os mesmos dados para 10RM do crucifixo. No entanto, considera as fases ascendentes e descendentes juntas no ciclo de movimento. Assim, apresenta os valores médios do RMS normalizado pela CIVM dos músculos analisados nomeados apenas por PM, DA e TB e foram respectivamente, $52,84 \pm 10,55\%$; $62,82 \pm 21,23\%$ e $23,57 \pm 11,39\%$. Assim como no supino, nessa condição de tratamento dos dados, os valores também foram mais baixos conforme o previsto, uma vez que, a intensidade de ativação na fase descendente do movimento, a qual tende a ser mais baixa, é computada junto com a fase ascendente, na qual geralmente se observa maior intensidade de ativação muscular. Observou-se, por conseguinte, o mesmo comportamento da FIGURA 28. Ou seja, apesar do maior valor RMS para DA em relação aos outros músculos, não houve diferença significativa na intensidade de ativação entre este e PM. Entretanto, houve diferença significativa entre TB e os outros músculos investigados.

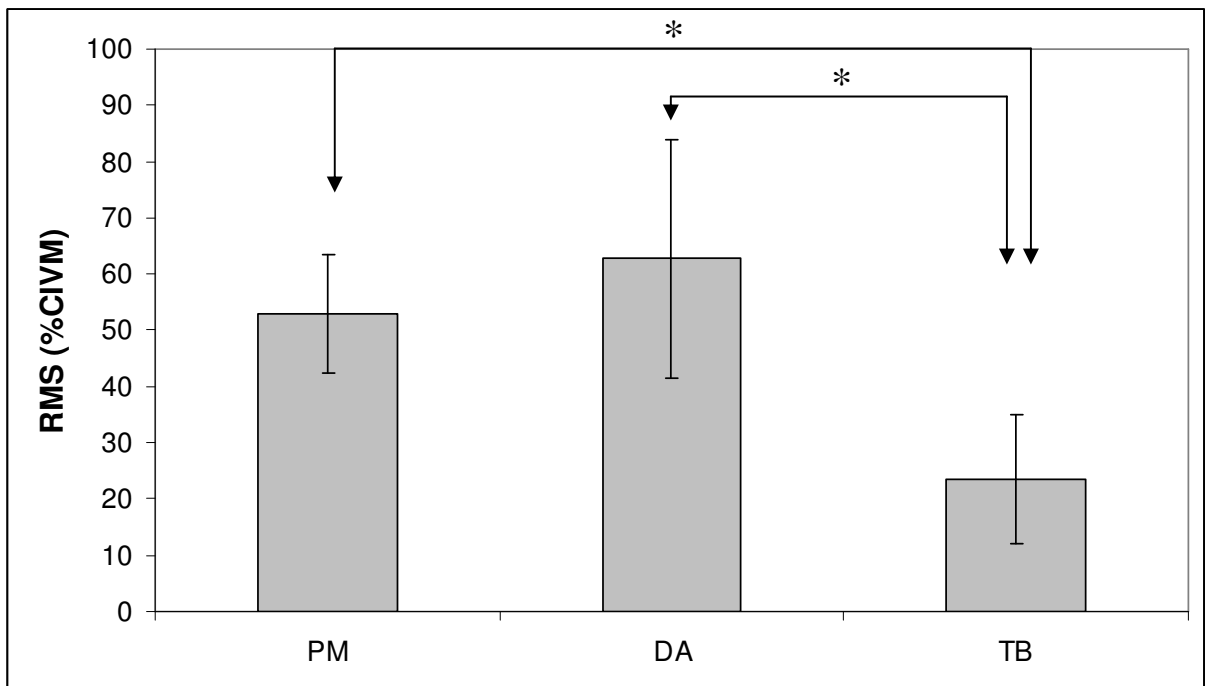


FIGURA 29 – Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para 10RM do crucifixo. (*Diferenças significativas para $p < 0,05$) $n = 120$.

Na análise para cada repetição, as FIGURAS 30 e 31 ilustram o comportamento apresentado pelos músculos ao longo das 10RM tanto considerando apenas a fase ascendente (FIGURA 30) como também para fase ascendente e descendente juntas no ciclo de movimento (FIGURA 31). Observa-se diferenças das intensidades de ativação entre os três músculos ao longo de toda a série. Em ambas as análises observou-se também que essa diferença é significativa para todas as repetições da série.

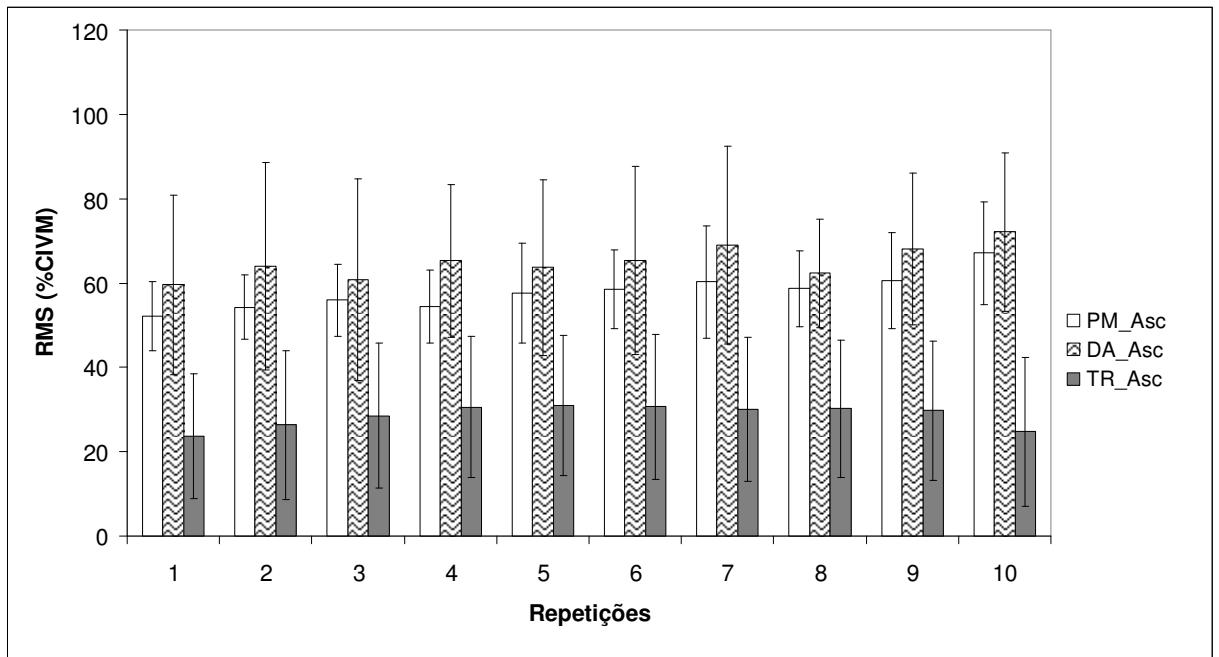


FIGURA 30 - Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para cada repetição do crucifixo. (Relações de significância estatística vide TABELAS 14 e 16) n=120

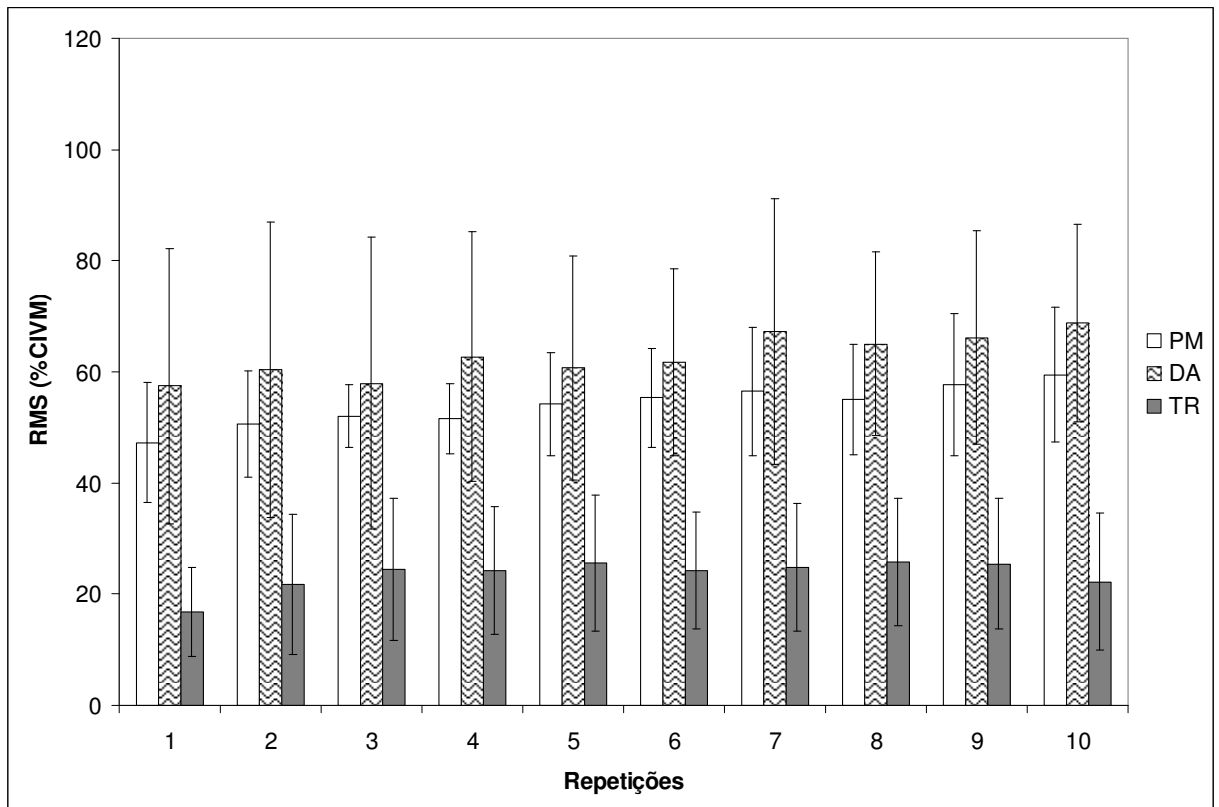


FIGURA 31 – Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para cada repetição do crucifixo. (Relações de significância estatística vide TABELAS 15 e 17) n=120.

No entanto, como se está comparando três variáveis (músculos) em cada repetição, as variáveis PM_Asc, DA_Asc, TB_Asc e PM, DA, TB foram comparadas aos pares, para que se pudesse determinar com exatidão onde de fato ocorre a diferença. Desse modo, as TABELAS 14 e 15 mostram os perfis destas comparações, onde é possível notar que em todas as vezes a diferença ocorre entre Tríceps Braquial com Peitoral Maior e Porção Acromial do Deltóide.

Estes valores médios encontram-se nas TABELAS 14 (para as fases ascendentes) e 15 (para o ciclo de movimento). Nestas tabelas, é possível notar que

todas as repetições obtiveram diferenças significativas entre o TB_Asc e os outros músculos, assim como entre TB com PM e DA.

É possível observar também, nas FIGURAS 30 e 31, aumento das intensidades de ativação em cada músculo ao longo da série. Portanto, resta saber se um mesmo músculo variou significativamente ao longo de cada repetição. Assim, de modo contrário ao supino, tanto ao se considerar somente as fases ascendentes de cada movimento como também o ciclo de movimento completo foram encontradas diferenças significativas para estes músculos entre cada repetição. De modo geral, verificou-se poucas diferenças estatisticamente significantes entre as repetições tanto para PM e PM_Asc quanto para DA e DA_Asc, como principalmente para TB e TB_Asc. De modo que, para TB, exceto com a repetição 2, todas as outras apresentaram aumento significativo na intensidade de ativação em relação a repetição 1. As diferenças de intensidade de ativação em cada músculo ao longo da série estão expressas na TABELA 16 para PM_Asc, DA_Asc e TB_Asc, e na TABELA 17 para PM, DA e TB, as quais exibem os valores de p encontrados na comparação entre as repetições.

TABELA 14 – Valores médios e desvios padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para cada repetição do crucifixo. Valores percentuais. (*Diferenças significativas entre TB Asc e os outros músculos para $p < 0,05$) n=120

Repetições	PM_Asc (%CIVM)	DA_Asc (%CIVM)	TB_Asc (%CIVM)
1	52,12 ± 8,13	59,56 ± 21,35	23,71 ± 14,79*
2	54,27 ± 7,57	64,00 ± 24,60	26,36 ± 17,69*
3	55,96 ± 8,53	60,81 ± 23,93	28,52 ± 17,24*
4	54,40 ± 8,71	65,30 ± 18,11	30,59 ± 16,78*
5	57,63 ± 11,79	63,69 ± 20,82	30,93 ± 16,62*
6	58,58 ± 9,35	65,32 ± 22,34	30,64 ± 17,24*
7	60,28 ± 13,31	69,00 ± 23,41	30,05 ± 16,99*
8	58,71 ± 8,97	62,31 ± 12,92	30,17 ± 16,28*
9	60,62 ± 11,42	68,10 ± 17,97	29,73 ± 16,44*
10	67,14 ± 12,18	72,15 ± 18,78	24,72 ± 17,73*

TABELA 15 – Valores médios e desvios padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para cada repetição do crucifixo. Valores percentuais. (*Diferenças significativas entre TB e os outros músculos para $p < 0,05$) n=120

Repetições	PM (%CIVM)	DA (%CIVM)	TB (%CIVM)
1	47,24 ± 10,78	57,46 ± 24,70	16,84 ± 7,97*
2	50,64 ± 9,51	60,38 ± 26,47	21,79 ± 12,68*
3	52,04 ± 5,62	57,94 ± 26,25	24,49 ± 12,79*
4	51,60 ± 6,27	62,71 ± 22,45	24,26 ± 11,40*
5	54,18 ± 9,22	60,70 ± 20,23	25,60 ± 12,24*
6	55,32 ± 8,85	61,70 ± 16,83	24,33 ± 10,54*
7	56,47 ± 11,58	67,24 ± 23,88	24,83 ± 11,40*
8	55,02 ± 9,91	65,05 ± 16,49	25,82 ± 11,50*
9	57,63 ± 12,79	66,17 ± 19,24	25,45 ± 11,75*
10	59,44 ± 12,12	68,84 ± 17,80	22,26 ± 12,33*

TABELA 16 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições para os músculos PM Asc, DA Asc e TB Asc na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n=120

Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
P M – A S c	2	0,209								
	3	0,126	0,480							
	4	0,433	0,875	0,594						
	5	0,158	0,433	0,583	0,388					
	6	0,060	0,209	0,099	0,272	0,695				
	7	0,050*	0,099	0,158	0,272	0,308	0,433			
	8	0,034*	0,099	0,209	0,158	0,530	0,695	0,308		
	9	0,028*	0,041*	0,065	0,158	0,182	0,388	0,754	0,530	
	10	0,109	0,012*	0,006*	0,015*	0,038*	0,019*	0,015*	0,003*	0,002*
	D A – A s c	2	0,117							
3		0,638	0,937							
4		0,019*	0,239	0,308						
5		0,158	0,754	0,347	0,480					
6		0,034*	0,695	0,209	1,000	0,875				
7		0,003*	0,019*	0,034*	0,158	0,583	0,041*			
8		0,041*	0,158	0,117	0,695	0,695	0,272	0,814		
9		0,071	0,308	0,117	0,308	0,239	0,530	0,875	0,814	
10		0,019*	0,099	0,084	0,084	0,071	0,117	0,530	0,084	0,117
T B – A s c		2	0,347							
	3	0,272	0,347							
	4	0,034*	0,084	0,182						
	5	0,117	0,209	0,530	0,347					
	6	0,050*	0,239	0,136	0,929	0,754				
	7	0,041*	0,136	0,182	0,347	0,906	0,754			
	8	0,023*	0,099	0,099	0,695	0,937	0,638	0,583		
	9	0,041*	0,182	0,308	0,530	0,433	0,875	0,814	0,814	
	10	0,239	0,583	0,433	0,034*	0,158	0,023*	0,388	0,084	0,015*

TABELA 17 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições para os músculos PM, DA e TB na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). $n=120$

Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
P M	2	0,028*								
	3	0,033*	0,347							
	4	0,099	0,593	0,530						
	5	0,015*	0,023*	0,388	0,308					
	6	0,015*	0,041*	0,099	0,136	0,388				
	7	0,023*	0,034*	0,239	0,117	0,182	0,875			
	8	0,028*	0,099	0,239	0,239	0,638	1,000	0,388		
	9	0,008*	0,023*	0,060	0,071	0,071	0,182	0,308	0,158	
	10	0,008*	0,012*	0,028*	0,012*	0,041*	0,028*	0,071	0,010*	0,117
	D A	2	0,034*							
3		0,695	0,695							
4		0,050*	0,388	0,099						
5		0,213	0,480	0,136	0,814					
6		0,136	0,308	0,060	0,814	0,583				
7		0,003*	0,015*	0,008*	0,023*	0,003*	0,034*			
8		0,034*	0,034*	0,034*	0,209	0,041*	0,065	0,695		
9		0,028*	0,117	0,041*	0,158	0,023*	0,182	0,638	0,695	
10		0,019*	0,034*	0,034*	0,084	0,015*	0,023*	0,969	0,209	0,099
T B		2	0,117							
	3	0,002*	0,239							
	4	0,004*	0,099	0,638						
	5	0,023*	0,117	0,754	1,000					
	6	0,010*	0,239	1,000	0,814	0,937				
	7	0,003*	0,108	0,695	0,433	0,480	0,695			
	8	0,002*	0,158	0,239	0,754	0,754	0,875	0,347		
	9	0,002*	0,084	0,530	0,433	0,754	0,433	0,583	0,875	
	10	0,015*	0,480	0,695	0,638	0,433	0,388	0,388	0,099	0,084

6.2.2.1 Relação da duração da contração muscular com níveis de intensidade de ativação muscular no crucifixo

A FIGURA 32 exibe o tempo relativo em que os músculos estudados apresentaram atividade acima de 0,5% CIVM ao longo da série do exercício crucifixo. Para PM esse tempo foi de $97,48 \pm 1,29\%$ do tempo de toda a série de 10 repetições. Para DA esse tempo foi de $97,90 \pm 1,07\%$ e para TB $93,12 \pm 3,34\%$. Não houve diferença significativa entre os músculos PM e DA para esta análise. Entretanto, diferente do supino houve diferença significativa entre TB com PM e DA.

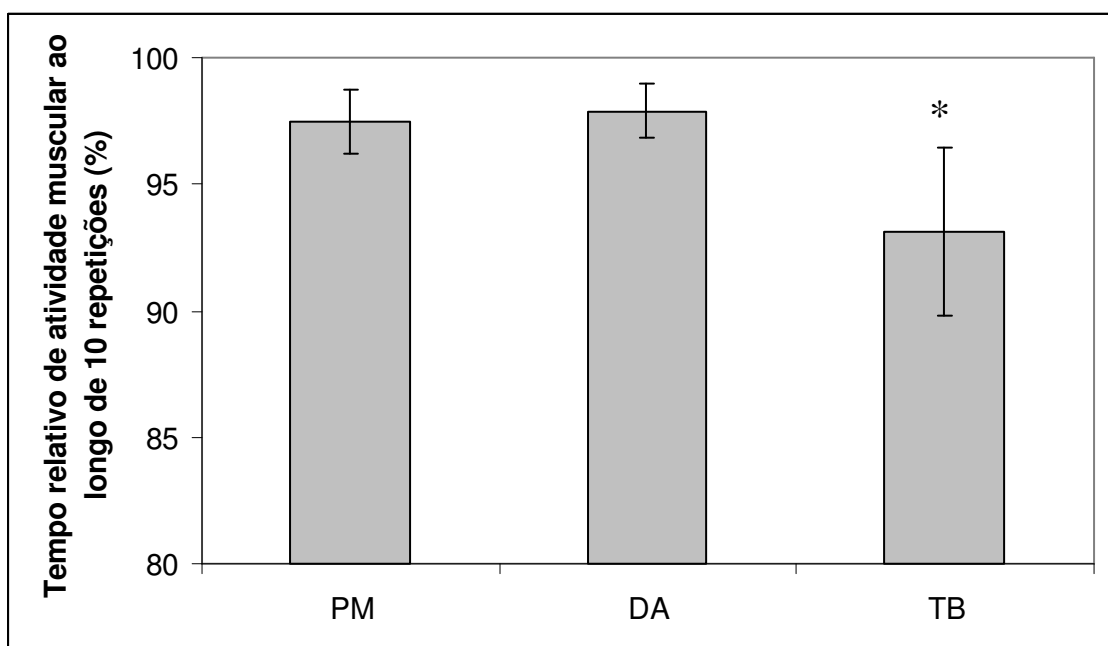


FIGURA 32 – Tempo relativo de atividade (acima de 0,5%) para os músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo de 10 repetições de uma série de crucifixo. (*Diferenças significativas para $p < 0,05$) $n = 120$.

Na análise das faixas de intensidade, conforme exibe a TABELA 18 observou-se maior contribuição entre os níveis 0,5 a 20% da CIVM para todos os músculos estudados. Para PM esta faixa contribuiu com $32,27 \pm 10,73\%$ do ciclo de movimento. Da mesma forma, para DA e TB, esta faixa obteve, respectivamente participação de $29,10 \pm 14,93\%$ e $79,12 \pm 13,21\%$ no ciclo de movimento.

Observou-se diferença significativa entre todas as faixas de intensidade para todos os músculos. A única exceção é para DA no qual as faixas “80 a 100%” e “Acima de 100%” não foram evidenciadas diferenças significativas entre elas. A TABELA 19 exhibe as relações de significância estatística para os três músculos estudados.

A maior participação da faixa menos intensa (0,5 a 20%) em relação a todas as outras principalmente para TB, o qual obteve os menores valores de p, corrobora com as FIGURAS 39 e 40 as quais serão discutidas adiante, e que mostram menor nível de ativação de todos os músculos neste exercício em relação ao supino.

As FIGURAS 33, 34 e 35, a seguir, apresentam o comportamento dessas faixas para os músculos PM, DA e TB, respectivamente. Os valores para cada um em cada faixa encontram-se expressos na TABELA 18

TABELA 18 – Valores médios e desvios padrão da contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação dos músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo do ciclo de movimento para 10RM do crucifixo. Valores percentuais. (Relações de significância estatística vide TABELA 18) n=120

Faixas/músculos	PM (%)	DA (%)	TB (%)
0,5 a 20%	32,27 ± 10,73	29,10 ± 14,93	79,12 ± 13,21
20 a 40%	24,94 ± 6,27	23,34 ± 8,48	12,61 ± 6,62
40 a 60%	18,62 ± 3,72	17,56 ± 5,61	4,25 ± 3,69
60 a 80%	11,80 ± 3,87	11,78 ± 4,94	2,12 ± 2,35
80 a 100%	6,60 ± 3,52	8,08 ± 6,72	1,09 ± 1,45
Acima de 100%	5,77 ± 5,84	10,14 ± 13,37	0,82 ± 1,21

TABELA 19 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as faixas de intensidade para os músculos PM, DA e TB na execução de 10RM do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). $n=120$

		0,5 a 20%	20 a 40%	40 a 60%	60 a 80%	80 a 100%
P M	20 a 40%	<0,001*				
	40 a 60%	<0,001*	<0,001*			
	60 a 80%	<0,001*	<0,001*	<0,001*		
	80 a 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	
	Acima de 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
D A	20 a 40%	<0,001*				
	40 a 60%	<0,001*	<0,001*			
	60 a 80%	<0,001*	<0,001*	<0,001*		
	80 a 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	
	Acima de 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,577
T B	20 a 40%	<0,001*				
	40 a 60%	<0,001*	<0,001*			
	60 a 80%	<0,001*	<0,001*	<0,001*		
	80 a 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	
	Acima de 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*

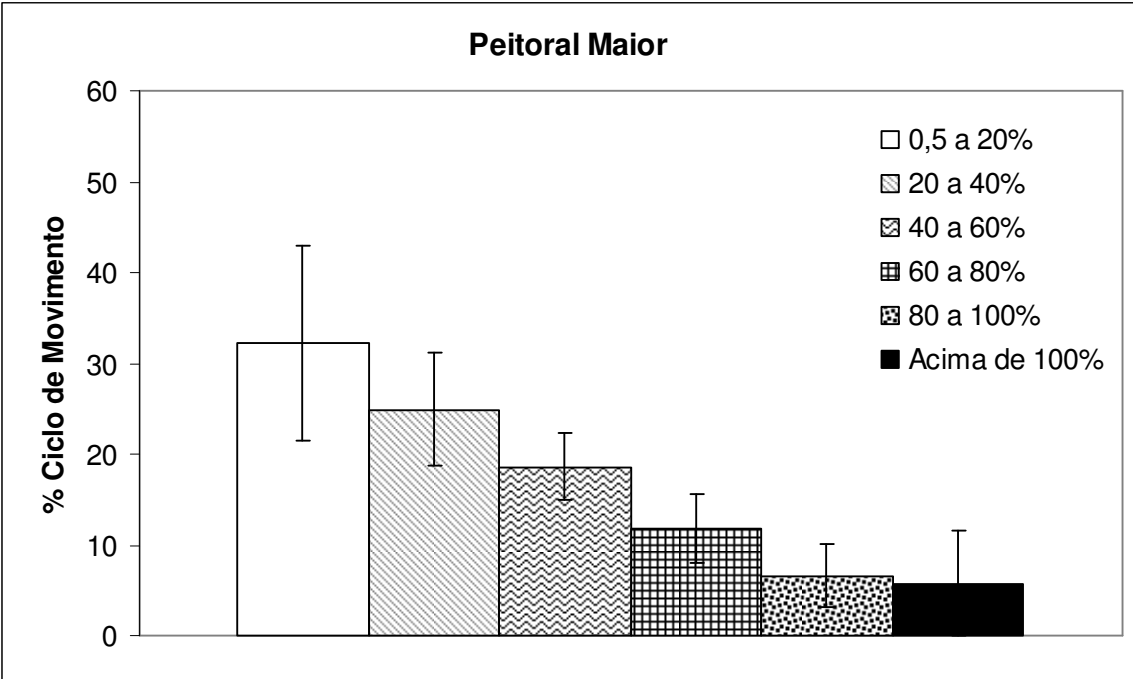


FIGURA 33 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Peitoral Maior (PM). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento de 10RM do crucifixo. (Relações de significância estatística vide TABELA 19) n=120

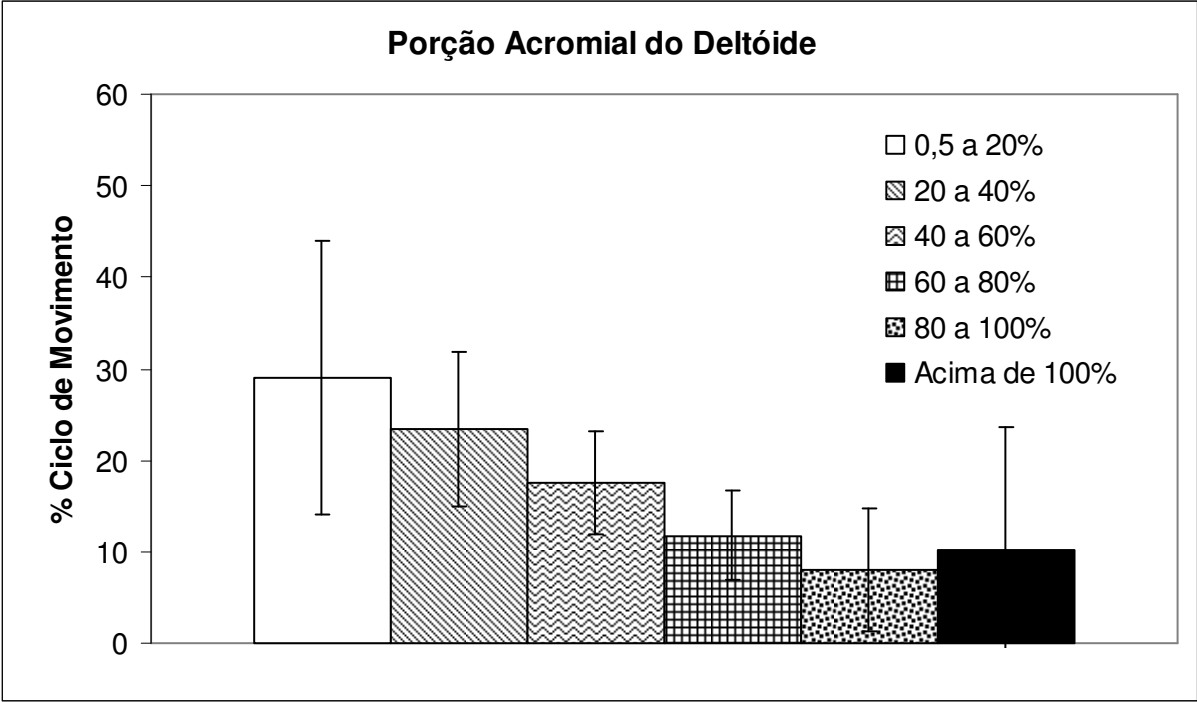


FIGURA 34 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Porção Acromial do Deltóide (DA). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento de 10RM do crucifixo. (Relações de significância estatística vide TABELA 19) n=120

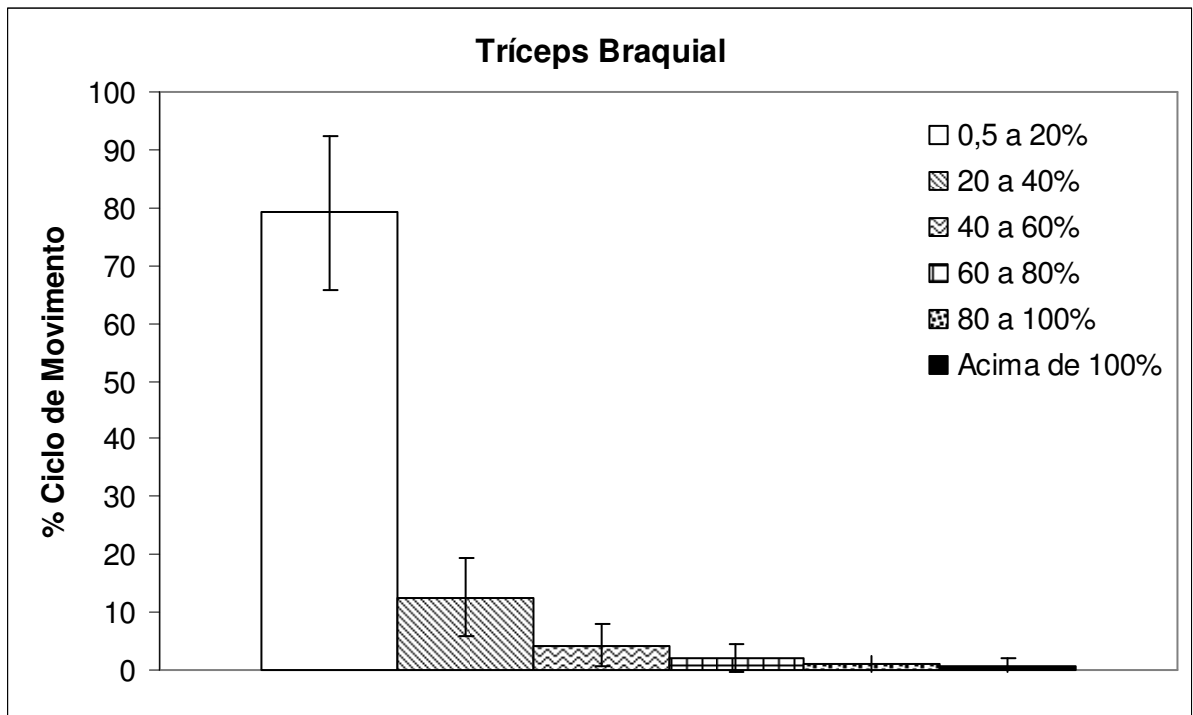


FIGURA 35 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Tríceps Braquial (TB). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento de 10RM do crucifixo. (Relações de significância estatística vide TABELA 19) n=120

Através da análise de cada uma das repetições foi possível verificar que, ao contrário do que ocorreu com o supino, não houve uma tendência à migração de faixas de intensidade. Isto é, a contribuição de faixas mais intensas não tendeu a predominar sobre a contribuição das faixas menos intensas à medida que se aproximavam as repetições finais da série de 10 movimentos. Tal observação pode ser evidenciada conforme expresso na TABELA 20 e nas FIGURAS 36 (para PM), 37 (para DA) e 38 (para TB); a seguir.

Na TABELA 20 estão expressos os valores médios e desvios-padrão de cada faixa em cada repetição. Já, as TABELAS 21, 22 e 23, por sua vez, apresentam, para os músculos PM, DA e TB, respectivamente, a comparação entre cada uma das repetições e a respectiva contribuição relativa de cada faixa repetição a repetição.

TABELA 20 – Valores médios (e desvios padrão) da contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação dos músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo do ciclo de movimento em cada repetição do crucifixo. Valores percentuais. (Relações de significância estatística vide TABELAS 20, 21 e 22) n=120

	Repetições / Faixas	1 (%)	2 (%)	3 (%)	4 (%)	5 (%)	6 (%)	7 (%)	8 (%)	9 (%)	10 (%)
P M	0,5 a 20%	36,89 (11,45)	33,94 (11,79)	34,80 (7,65)	33,42 (9,55)	31,54 (12,97)	31,70 (8,87)	30,06 (11,51)	32,66 (10,05)	30,02 (12,41)	27,65 (10,98)
	20 a 40%	29,35 (6,85)	27,63 (6,11)	25,11 (5,55)	26,03 (7,13)	24,63 (4,93)	24,70 (7,44)	23,79 (5,58)	23,42 (7,02)	22,35 (5,32)	22,37 (4,71)
	40 a 60%	16,99 (2,64)	18,87 (3,33)	19,26 (4,11)	18,98 (3,99)	20,12 (3,89)	18,18 (4,99)	19,09 (4,33)	17,53 (3,21)	18,39 (3,41)	18,81 (3,21)
	60 a 80%	8,71 (4,57)	10,34 (4,44)	11,10 (2,10)	11,16 (4,34)	11,96 (3,57)	12,93 (3,28)	12,58 (2,87)	11,81 (3,67)	13,53 (4,44)	13,90 (3,06)
	80 a 100%	4,70 (2,88)	5,01 (3,23)	5,61 (2,47)	6,37 (3,43)	6,61 (4,01)	6,21 (2,83)	7,83 (4,60)	7,85 (3,12)	7,86 (4,20)	7,93 (3,11)
	Acima de 100%	3,37 (3,66)	4,22 (3,55)	4,12 (2,54)	4,04 (3,19)	5,14 (4,69)	6,28 (6,47)	6,65 (7,05)	6,72 (6,04)	7,85 (7,70)	9,33 (8,98)
D A	0,5 a 20%	32,06 (15,69)	32,53 (14,80)	35,67 (17,58)	30,14 (14,55)	31,10 (14,43)	28,53 (12,52)	26,04 (14,56)	27,11 (14,31)	26,47 (17,11)	21,30 (13,66)
	20 a 40%	26,20 (10,60)	23,94 (9,09)	24,11 (9,92)	23,60 (7,95)	23,68 (8,35)	24,66 (8,34)	21,76 (8,78)	22,28 (6,42)	20,80 (8,01)	22,40 (8,76)
	40 a 60%	16,09 (5,58)	16,45 (5,79)	15,28 (6,51)	16,78 (5,71)	16,37 (5,12)	19,13 (4,90)	18,15 (6,09)	19,31 (5,69)	18,46 (5,92)	19,56 (4,80)
	60 a 80%	10,31 (4,70)	10,05 (4,54)	8,82 (4,11)	11,12 (4,69)	11,43 (4,51)	11,61 (4,12)	12,51 (4,15)	12,67 (4,13)	13,96 (5,99)	15,36 (6,21)
	80 a 100%	7,05 (7,51)	6,79 (5,11)	5,26 (4,43)	7,94 (6,16)	8,31 (6,69)	7,10 (5,44)	8,71 (5,90)	8,97 (6,10)	9,80 (9,92)	10,92 (8,80)
	Acima de 100%	8,30 (13,26)	10,24 (20,50)	10,86 (21,22)	10,41 (13,54)	9,10 (10,43)	8,97 (8,55)	12,84 (17,68)	9,66 (7,64)	10,51 (8,55)	10,47 (7,90)
T B	0,5 a 20%	88,16 (9,36)	80,24 (15,60)	78,45 (16,00)	77,39 (13,64)	77,85 (14,33)	79,48 (11,81)	78,00 (12,50)	77,06 (12,26)	75,16 (13,55)	79,38 (12,69)
	20 a 40%	8,18 (6,29)	12,49 (8,22)	11,95 (7,66)	13,58 (6,62)	12,86 (7,86)	12,30 (5,59)	13,00 (6,15)	13,71 (5,97)	15,35 (6,51)	12,63 (4,73)
	40 a 60%	2,02 (2,35)	3,79 (4,42)	5,16 (4,72)	4,86 (3,95)	4,33 (3,03)	4,16 (3,65)	4,72 (3,53)	4,22 (3,41)	4,88 (3,67)	4,36 (4,06)
	60 a 80%	0,84 (1,17)	1,82 (2,45)	2,44 (2,39)	2,14 (2,51)	2,42 (2,13)	2,25 (1,86)	2,31 (2,81)	2,49 (2,70)	2,59 (2,62)	1,94 (2,75)
	80 a 100%	0,43 (0,58)	0,94 (1,39)	1,17 (1,56)	1,04 (1,26)	1,52 (1,55)	1,10 (1,41)	1,00 (1,03)	1,37 (1,62)	1,28 (1,88)	1,01 (1,97)
	Acima de 100%	0,37 (0,53)	0,73 (0,99)	0,83 (1,44)	0,99 (1,18)	1,02 (1,33)	0,72 (0,94)	0,97 (1,14)	1,14 (1,65)	0,74 (1,22)	0,68 (1,58)

TABELA 21 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo PM na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). N=120. Faixas (F), Repetições (Rep).

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
20 a 40	2	0,272								
	3	0,005*	0,084							
	4	0,041*	0,099	0,530						
	5	0,003*	0,034*	0,695	0,388					
	6	0,034*	0,136	0,638	0,272	0,347				
	7	0,006*	0,015*	0,136	0,050*	0,433	0,875			
	8	0,019*	0,034*	0,099	0,136	0,158	0,388	0,530		
	9	0,015*	0,015*	0,117	0,034*	0,084	0,308	0,308	0,308	
	10	0,003*	0,002*	0,005*	0,023*	0,060	0,158	0,182	0,638	0,875
	60 a 80	2	0,099							
3		0,050*	0,182							
4		0,117	0,638	0,875						
5		0,034*	0,099	0,308	0,347					
6		0,010*	0,071	0,060	0,117	0,272				
7		0,028*	0,099	0,117	0,050*	0,937	0,754			
8		0,117	0,388	0,433	0,347	0,814	0,158	0,209		
9		0,012*	0,060	0,060	0,010*	0,065	0,530	0,272	0,015*	
10		0,008*	0,023*	0,012*	0,034*	0,008*	0,182	0,117	0,028*	0,583
80 a 100		2	0,308							
	3	0,239	0,583							
	4	0,071	0,117	0,388						
	5	0,050*	0,050*	0,239	0,814					
	6	0,050*	0,099	0,433	0,754	0,814				
	7	0,028*	0,028*	0,071	0,182	0,158	0,117			
	8	0,012*	0,008*	0,071	0,158	0,182	0,010*	0,583		
	9	0,012*	0,010*	0,071	0,099	0,158	0,023*	0,937	0,754	
	10	0,008*	0,005*	0,023*	0,060	0,117	0,006*	0,875	0,937	0,583

Continua

TABELA 21 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo PM na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n=120. Faixas (F), Repetições (Rep) (cont.)

F %	Rep s	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	2	0,041*								
	3	0,308	0,875							
	4	0,530	0,530	0,695						
	5	0,071	0,182	0,388	0,131					
+	6	0,028*	0,041*	0,041*	0,034*	0,272				
100	7	0,012*	0,023*	0,084	0,071	0,181	0,875			
	8	0,008*	0,019*	0,041*	0,015*	0,099	0,583	0,937		
	9	0,005*	0,015*	0,034*	0,015*	0,019*	0,099	0,158	0,308	
	10	0,005*	0,010*	0,015*	0,012*	0,010*	0,010*	0,028*	0,019*	0,099

TABELA 22 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo DA na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). N=120. Faixas (F), Repetições (Rep).

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,5 a 20	2	0,859								
	3	0,433	0,638							
	4	0,209	0,480	0,272						
	5	0,530	0,583	0,136	0,937					
	6	0,239	0,209	0,050*	0,530	0,583				
	7	0,050*	0,062	0,008*	0,041*	0,023*	0,136			
	8	0,239	0,239	0,041*	0,117	0,209	0,239	0,814		
	9	0,182	0,182	0,019*	0,209	0,028*	0,480	0,754	0,875	
	10	0,015*	0,012*	0,006*	0,015*	0,002*	0,041*	0,071	0,034*	0,099
	40 a 60	2	0,875							
3		0,583	0,754							
4		0,388	0,583	0,158						
5		0,610	0,722	0,272	0,695					
6		0,015*	0,050*	0,005*	0,060	0,010*				
7		0,099	0,308	0,019*	0,209	0,099	0,937			
8		0,060	0,209	0,028*	0,182	0,084	0,875	0,209		
9		0,071	0,209	0,006*	0,084	0,084	0,347	0,695	0,695	
10		0,019*	0,023*	0,005*	0,028*	0,012*	0,505	0,071	0,754	0,158
60 a 80		2	0,388							
	3	0,814	0,530							
	4	0,239	0,182	0,084						
	5	0,239	0,060	0,060	0,556					
	6	0,239	0,182	0,023*	0,239	0,875				
	7	0,084	0,041*	0,005*	0,136	0,272	0,347			
	8	0,050*	0,158	0,023*	0,158	0,182	0,158	0,638		
	9	0,028*	0,041*	0,010*	0,099	0,071	0,158	0,530	0,308	
	10	0,008*	0,006*	0,006*	0,023*	0,010*	0,041*	0,084	0,023*	0,158

Continua

TABELA 22 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa dwe intensidade de ativação para o músculo DA na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n=120. Faixas (F), Repetições (Rep). (cont.)

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
80 a 100	2	0,937								
	3	0,158	0,010*							
	4	0,209	0,099	0,004*						
	5	0,050*	0,099	0,005*	0,480					
	6	0,638	0,695	0,008*	0,050*	0,060				
	7	0,084	0,034*	0,004*	0,136	0,583	0,010*			
	8	0,071	0,025*	0,002*	0,015*	0,239	0,002*	0,480		
	9	0,023*	0,158	0,005*	0,346	0,638	0,136	0,814	0,814	
	10	0,003*	0,019*	0,003*	0,028*	0,023*	0,015*	0,041*	0,136	0,182
	+ 100	2	0,929							
3		0,424	0,657							
4		0,013*	0,286	0,248						
5		0,224	0,117	0,308	1,000					
6		0,209	0,117	0,050*	0,814	0,814				
7		0,066	0,050*	0,060	0,099	0,045*	0,158			
8		0,050*	0,034*	0,034*	0,239	0,136	0,480	0,433		
9		0,062	0,110	0,062	0,248	0,209	0,117	0,638	0,480	
10		0,110	0,060	0,041*	0,272	0,239	0,530	0,875	0,433	0,844

TABELA 23 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa de intensidade de ativação para o músculo TB na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). N=120. Faixas (F), Repetições (Rep).

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0,5 a 20	2	0,010*								
	3	0,010*	0,480							
	4	0,002*	0,136	0,695						
	5	0,004*	0,480	0,814	0,754					
	6	0,005*	0,638	0,583	0,583	0,754				
	7	0,003*	0,182	0,754	0,530	0,844	0,695			
	8	0,003*	0,117	0,433	0,695	0,814	0,433	0,480		
	9	0,003*	0,050*	0,239	0,136	0,388	0,019*	0,117	0,239	
	10	0,002*	0,209	0,754	0,754	0,814	0,875	0,695	0,117	0,071
	20 a 40	2	0,010*							
3		0,023*	0,530							
4		0,004*	0,480	0,239						
5		0,005*	0,530	0,433	0,754					
6		0,023*	0,638	0,784	0,505	0,875				
7		0,003*	0,480	0,347	0,638	0,814	0,754			
8		0,002*	0,224	0,136	0,875	0,875	0,347	0,638		
9		0,003*	0,071	0,028*	0,158	0,158	0,034*	0,034*	0,182	
10		0,004*	0,814	0,433	0,638	0,754	0,814	0,754	0,239	0,084
40 a 60		2	0,016*							
	3	0,013*	0,328							
	4	0,003*	0,075	1,000						
	5	0,016*	0,386	0,374	0,594					
	6	0,015*	0,534	0,328	0,328	1,000				
	7	0,003*	0,182	0,347	0,530	0,695	0,456			
	8	0,003*	0,374	0,286	0,477	0,722	1,000	0,480		
	9	0,003*	0,158	0,583	0,530	0,534	0,182	0,754	0,347	
	10	0,003*	0,230	0,575	0,657	0,929	0,594	0,530	1,000	0,308

Continua

TABELA 23 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as 10 repetições em cada faixa dwe intensidade de ativação para o músculo TB na execução do crucifixo. Valores de p. (*valores de $p < 0,05$). n=120. Faixas (F), Repetições (Rep) (cont.)

F %	Reps	1	2	3	4	5	6	7	8	9
60 a 80	2	0,093								
	3	0,017*	0,208							
	4	0,017*	0,173	0,646						
	5	0,059	0,203	0,508	0,508					
	6	0,008*	0,508	0,508	0,721	0,721				
	7	0,012*	0,208	0,326	0,799	0,415	0,838			
	8	0,008*	0,110	0,859	0,444	0,760	0,721	0,515		
	9	0,008*	0,074	0,721	0,286	0,859	0,508	0,386	0,790	
	10	0,037*	0,575	0,386	0,953	0,386	0,445	0,285	0,169	0,155
	80 a 100	2	0,093							
3		0,012*	0,327							
4		0,021*	1,000	0,678						
5		0,028*	0,139	0,314	0,327					
6		0,028*	0,575	0,779	0,953	0,314				
7		0,017*	0,674	0,674	0,859	0,139	0,612			
8		0,012*	0,327	0,484	0,510	0,441	0,484	0,107		
9		0,012*	0,173	0,374	0,515	0,767	0,484	0,594	0,906	
10		0,483	0,735	0,484	0,575	0,374	0,575	0,779	0,327	0,086

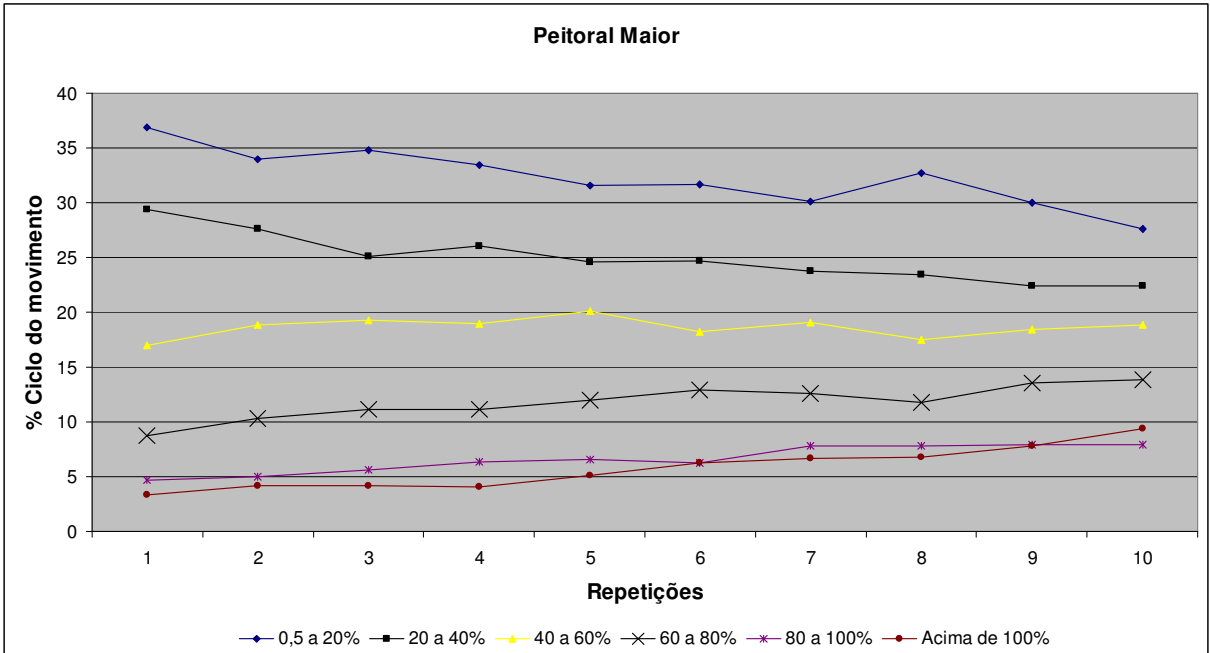


FIGURA 36 – Varição da contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Peitoral Maior (PM). Valores médios dos ciclos de movimento para cada repetição do crucifixo. n=120.

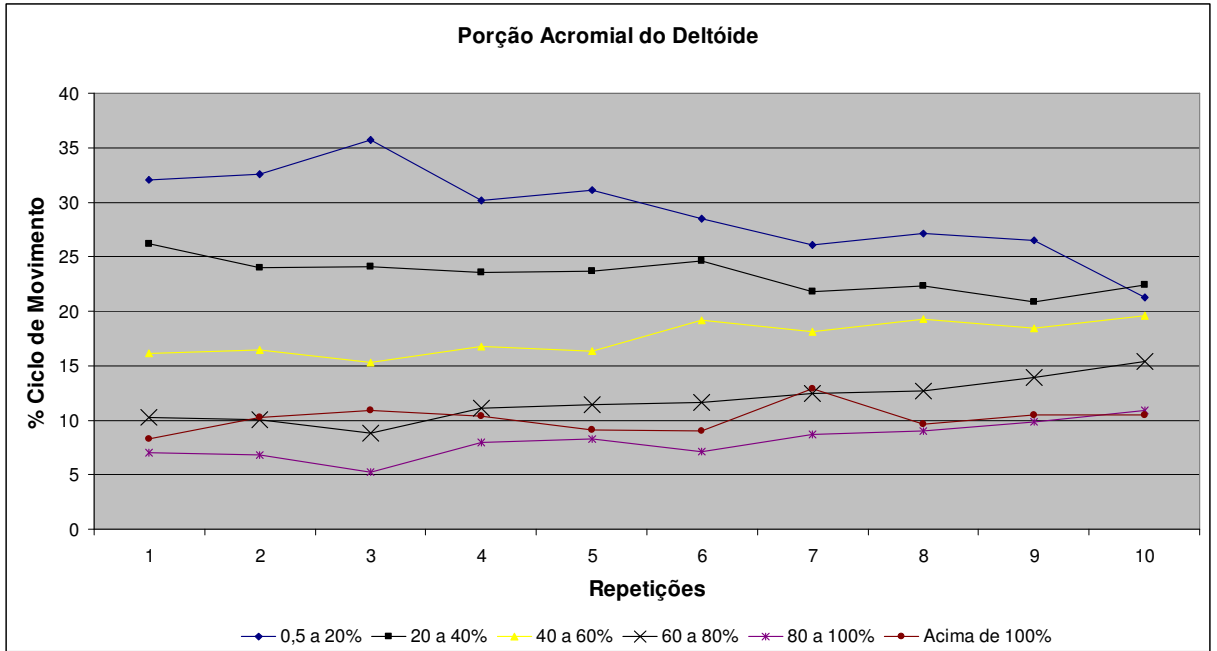


FIGURA 37 – Varição da contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Porção Acromial do Deltóide (DA). Valores médios dos ciclos de movimento para cada repetição do crucifixo. Valores percentuais. n=120.

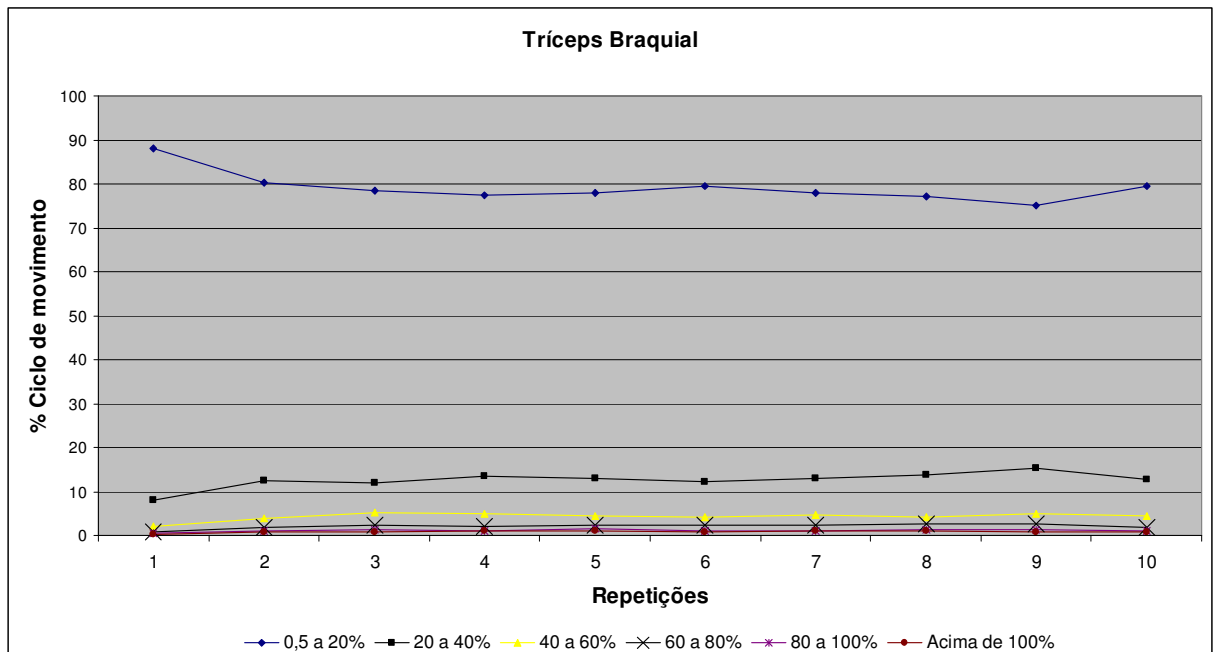


FIGURA 38 – Varição da contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Tríceps Braquial (DA). Valores médios dos ciclos de movimento para cada repetição do crucifixo. n=120.

6.2.3 Comparação entre os exercícios

Além da análise de cada exercício, é relevante comparar e entender as diferenças entre o crucifixo e o supino no que tange ao comportamento da intensidade de ativação muscular. Desse modo, a FIGURA 39 exhibe as comparações da intensidade de ativação baseada nos valores médios do RMS para 10RM do supino e do crucifixo para as variáveis PM_Asc, DA_Asc e TB_Asc. Averigüou-se, nesse caso, que existiu diferença estatisticamente significativa entre os exercícios para todos os músculos estudados.

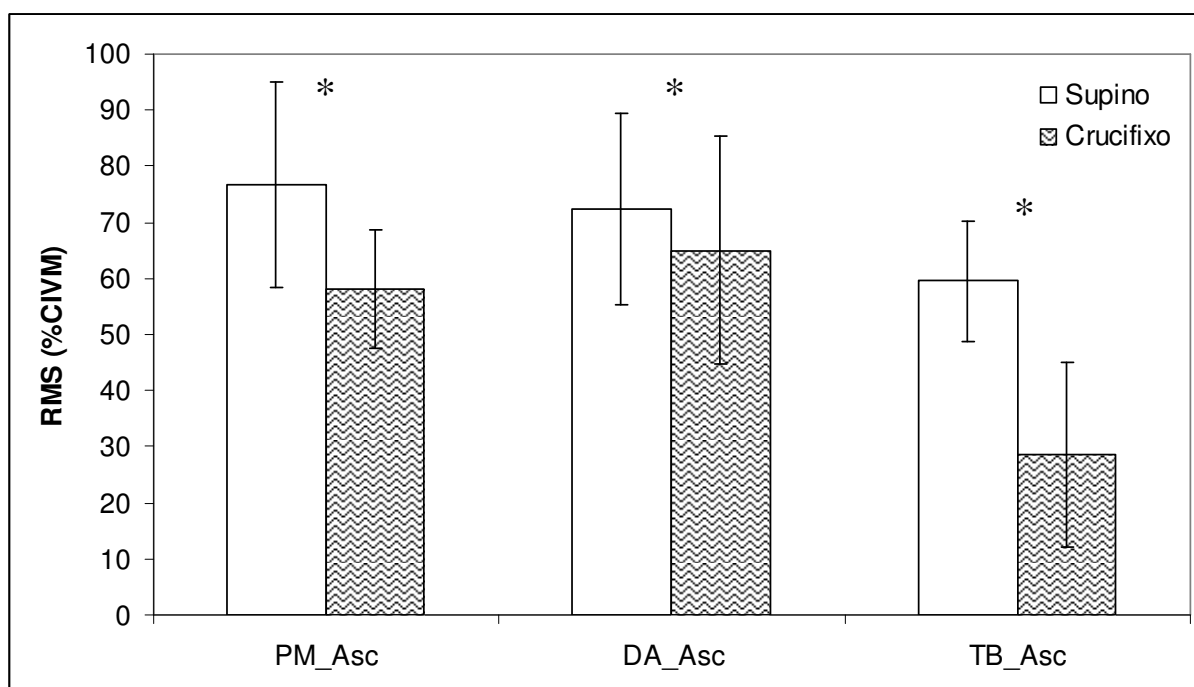


FIGURA 39 – Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para 10RM do supino e do crucifixo. (*Diferenças significativas entre os exercícios para $p < 0,05$).

Entretanto, ao considerar o ciclo de movimento, isto é, a fase ascendente e descendente, observou-se diferença significativa entre os dois exercícios apenas para PM e TB e não para DA. Tal diferença está apresentada na FIGURA 40.

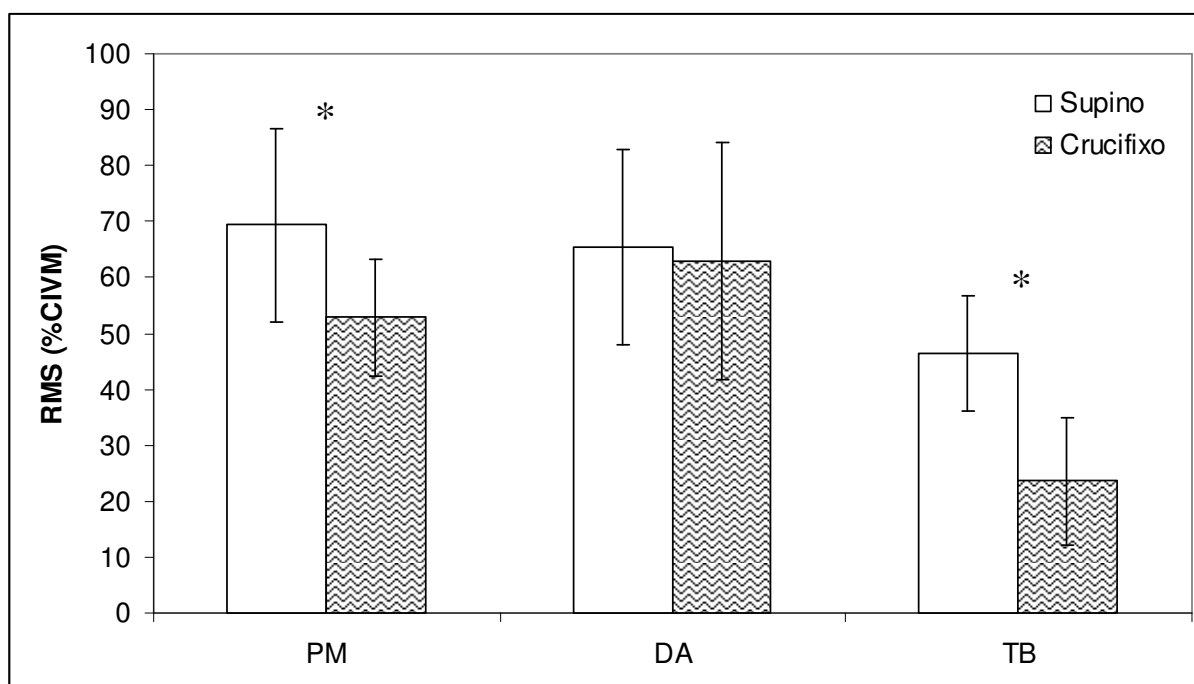


FIGURA 40 - Valores de média e desvio-padrão do RMS normalizado pela CIVM dos músculos PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para 10RM do supino e do crucifixo. (*Diferenças significativas entre os exercícios para $p < 0,05$).

6.2.3.1 Relação da duração da contração muscular com níveis de intensidade de ativação muscular entre os exercícios

Uma vez constatada e conhecida a diferença de intensidade de ativação muscular nos dois exercícios, é importante observar também como esta se comporta por meio das diferentes faixas de intensidade propostas neste estudo. Desse modo, a FIGURA 41 compara os resultados apresentados anteriormente pela FIGURAS 21 e 32. Isto é, a proporção de tempo em que os músculos PM, DA e TB apresentaram atividade acima de 0,5% ao longo da execução de 10 repetições tanto no supino quando no crucifixo. Averigüou-se, para execução de 10RM do supino, significativo maior tempo relativo de atividade para os músculos PM e TB em relação ao crucifixo, mas não foi observado o mesmo para DA.

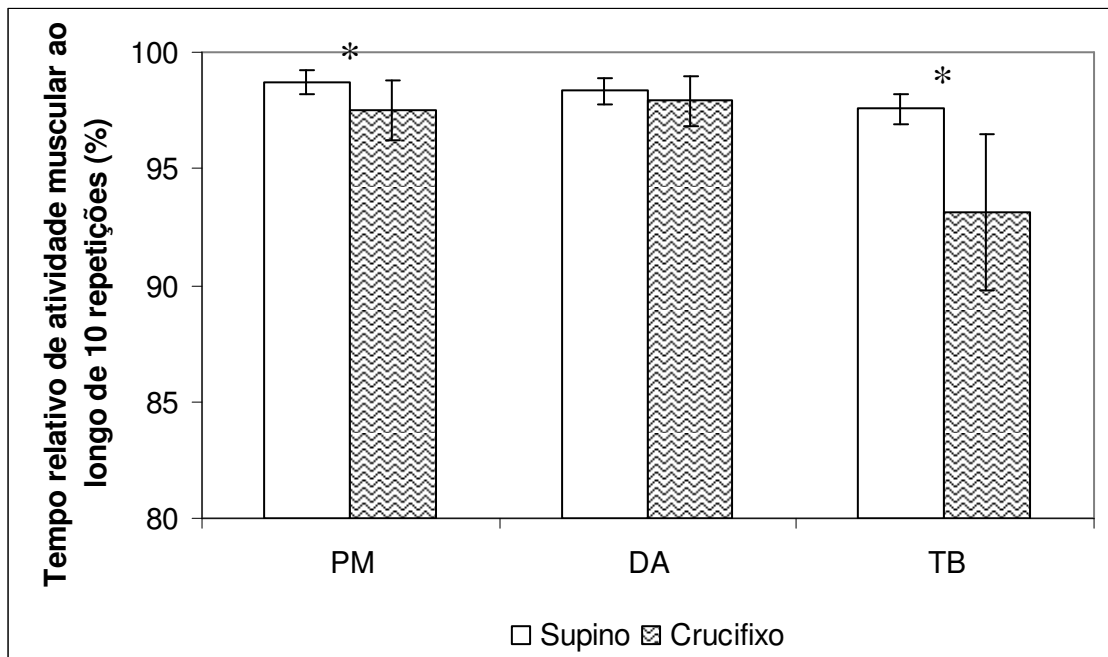


FIGURA 41 - Tempo relativo de atividade (acima de 0,5%) para os músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo de 10 repetições de uma série de supino e crucifixo. Valores percentuais. (*Diferenças significativas para $p < 0,05$) $n = 120$.

No que diz respeito às demais faixas de intensidade para o músculo PM entre o supino e o crucifixo. É possível notar que houve diferenças significativas nas faixas de “0,5 a 20%”, “60 a 80%”, “80 a 100%” e “Acima de 100%”. Ademais, estas diferenças concordam com os dados apresentados anteriormente, pois mostra um predomínio de faixas menos intensas a moderada (0,5 a 20%; 20 a 40%) no crucifixo e o inverso verdadeiro para o supino. Ou seja, há um predomínio da solicitação de faixas mais intensas (60 a 80%; 80 a 100%) de ativação de PM no supino quando estes dois exercícios são comparados durante a execução de 10RM. Estes dados estão ilustrados pela FIGURA 42

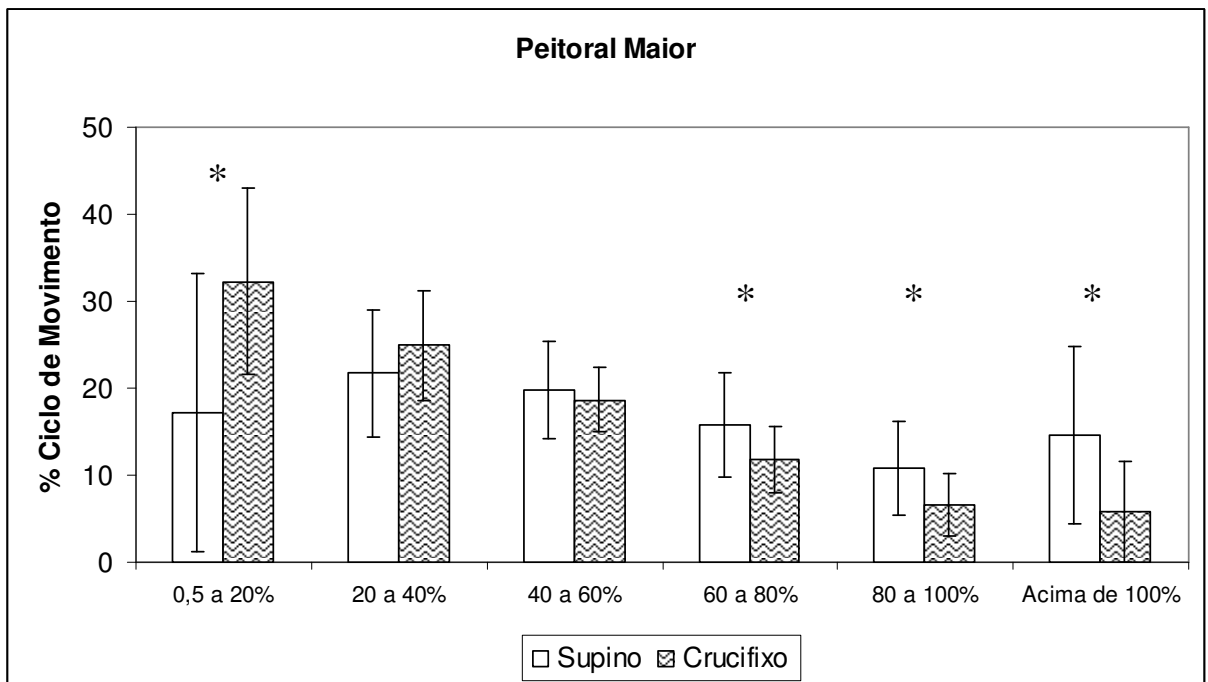


FIGURA 42 – Contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação do músculo Peitoral Maior no ciclo de movimento dos exercícios supino e crucifixo. Valores percentuais médios e desvios padrão para 10RM de cada exercício. (*Diferença significativa entre os exercícios para $p < 0,05$).

A FIGURA 43 exibe o mesmo procedimento aplicado ao músculo DA. Para este músculo, no entanto, verificou-se que somente existe diferença estatisticamente significativa entre os exercícios para a faixa de “0,5 a 20%”. Para as demais faixas, apesar dos maiores valores no supino, não foi verificada diferença significativa. Com estes dados, o exercício crucifixo novamente mostrou menor solicitação muscular comparado ao supino.

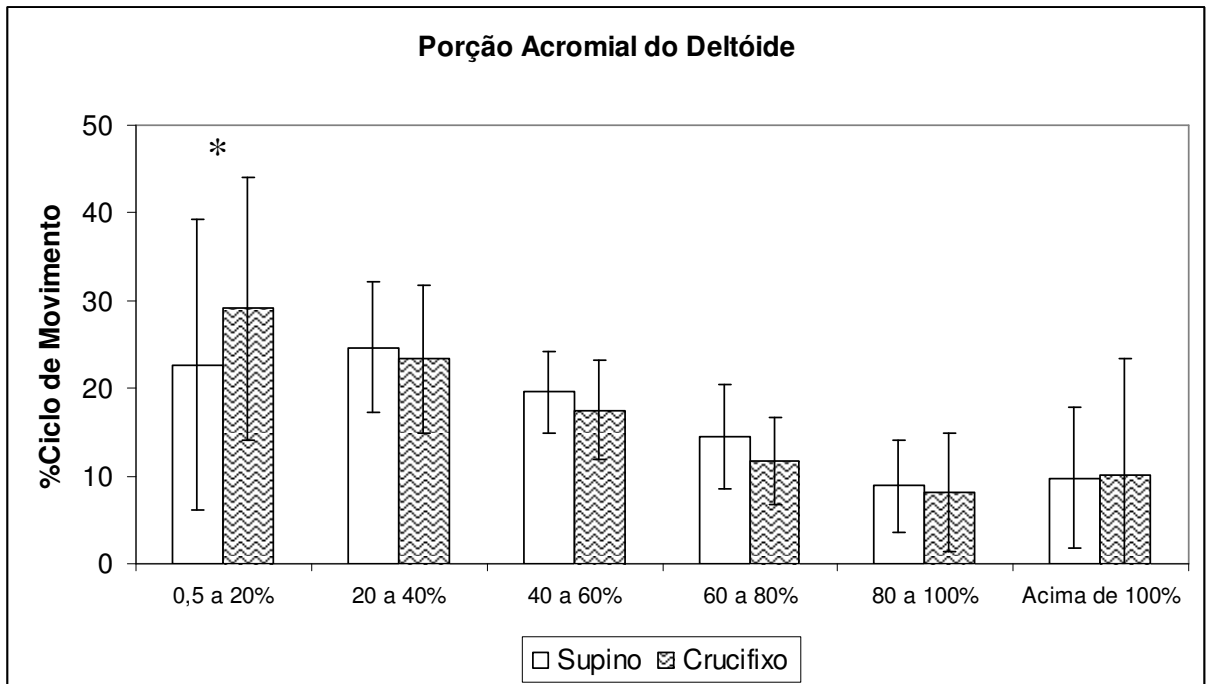


FIGURA 43 – Contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação do músculo Porção Acromial do Deltóide no ciclo de movimento dos exercícios supino e crucifixo. Valores percentuais médios e desvios padrão para 10RM de cada exercício. (*Diferença significativa entre os exercícios para $p < 0,05$).

A seguir, a FIGURA 44 exibe o mesmo processo aplicado ao músculo TB. Para este caso, houve uma observação interessante, porém, esperada. A diferença entre os exercícios foi significativa para todas as faixas. Observa-se ainda, um predomínio da faixa menos intensa (0,5 a 20%) para execução de 10RM do crucifixo, e um predomínio da solicitação das outras faixas mais intensas de ativação muscular para execução de 10RM do supino. Dado este que reforça novamente a menor solicitação muscular desse exercício comparada ao supino.

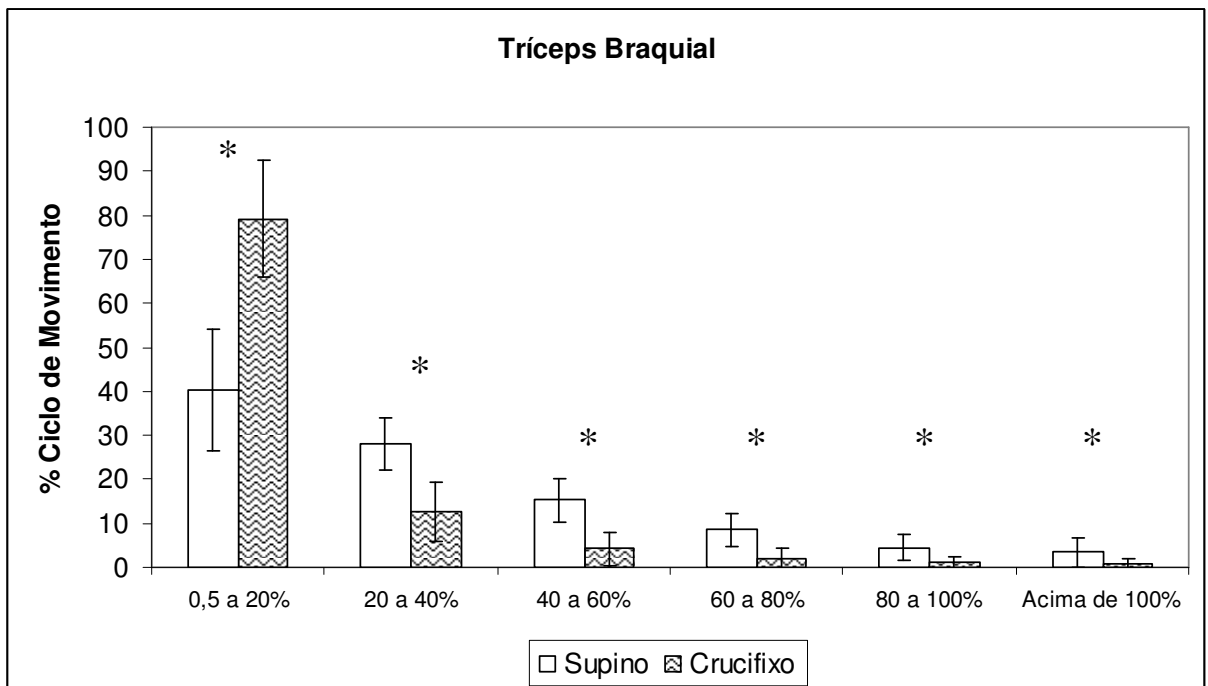


FIGURA 44 – Contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação do músculo tríceps braquial no ciclo de movimento dos exercícios supino e crucifixo. Valores percentuais médios e desvios padrão para 10RM de cada exercício. (*Diferença significativa entre os exercícios para $p < 0,05$).

6.2.4 Comparação entre os protocolos experimentais

Para a apresentação dos resultados neste item vale ressaltar que, todos os valores associados ao supino executado no protocolo Sem-Pré-exaustão (P2) foram relatados nas tabelas e gráficos do item 6.2.1. Desse modo, os valores relacionados ao supino executado no protocolo de Pré-Exaustão (P1) estão relatados neste item.

Conforme já citado no item 4.4, em P2 o sujeito executou o supino como primeiro exercício e após 1 minuto o exercício crucifixo. De modo oposto, em P1 o crucifixo foi executado primeiro e em média $11,29 \pm 0,67$ segundos o supino foi executado. Este intervalo foi o tempo médio que os experimentadores gastaram para retirar os halteres e posicionar a barra nas mãos dos voluntários. No protocolo de pré-exaustão os sujeitos executaram no supino em média $6,75 \pm 2,14$ repetições com largura da empunhadura $194,95 \pm 8,85\%$ LB. Ao passo que, no protocolo 2 todas as 10 repetições foram atingidas por todos os voluntários no supino e com largura da

empunhadura $194,78 \pm 9,01\%$ LB. Não houve diferença significativa entre estas larguras de empunhadura.

A FIGURA 45 exibe o comportamento de PM_Asc, DA_Asc e TB_Asc. Não houve diferença na solicitação muscular para PM_Asc e DA_Asc entre os dois protocolos. Entretanto, houve aumento significativo na solicitação para TB_Asc demonstrando que em situação de pré-exaustão (P1) os voluntários passaram a sobrecarregar um grupo muscular menor e pouco recrutado no exercício crucifixo, o qual foi executado logo anteriormente. Tal afirmação pode ser reforçada pela observação de que, ao contrário do que foi apresentado na análise do supino no item 6.2.1, durante a execução deste exercício com utilização do método de pré-exaustão não houve diferença significativa entre a intensidade de ativação de TB_Asc e DA_Asc, embora continuou entre TB_Asc e PM_Asc. Todavia, considerando para esta mesma análise todo o ciclo de movimento, permaneceram as diferenças significativas vistas no mesmo item 6.2.1 entre TB com PM e DA durante a execução do supino no protocolo de pré-exaustão (P1). Portanto, no que tange à intensidade de ativação baseado no valor RMS para o supino, TB_Asc aumentou significativamente sua atividade de $59,49 \pm 10,65$ em P2 para $70,12 \pm 18,37\%$ em P1. Para os outros músculos, a diferença entre os protocolos variou de $76,67 \pm 18,26\%$ em P2 para $77,64 \pm 14,67\%$ em P1 para PM_Asc e de $72,29 \pm 17,10\%$ em P2 para $73,55 \pm 16,21\%$ em P1 para DA_Asc sem ser observada significância estatística.

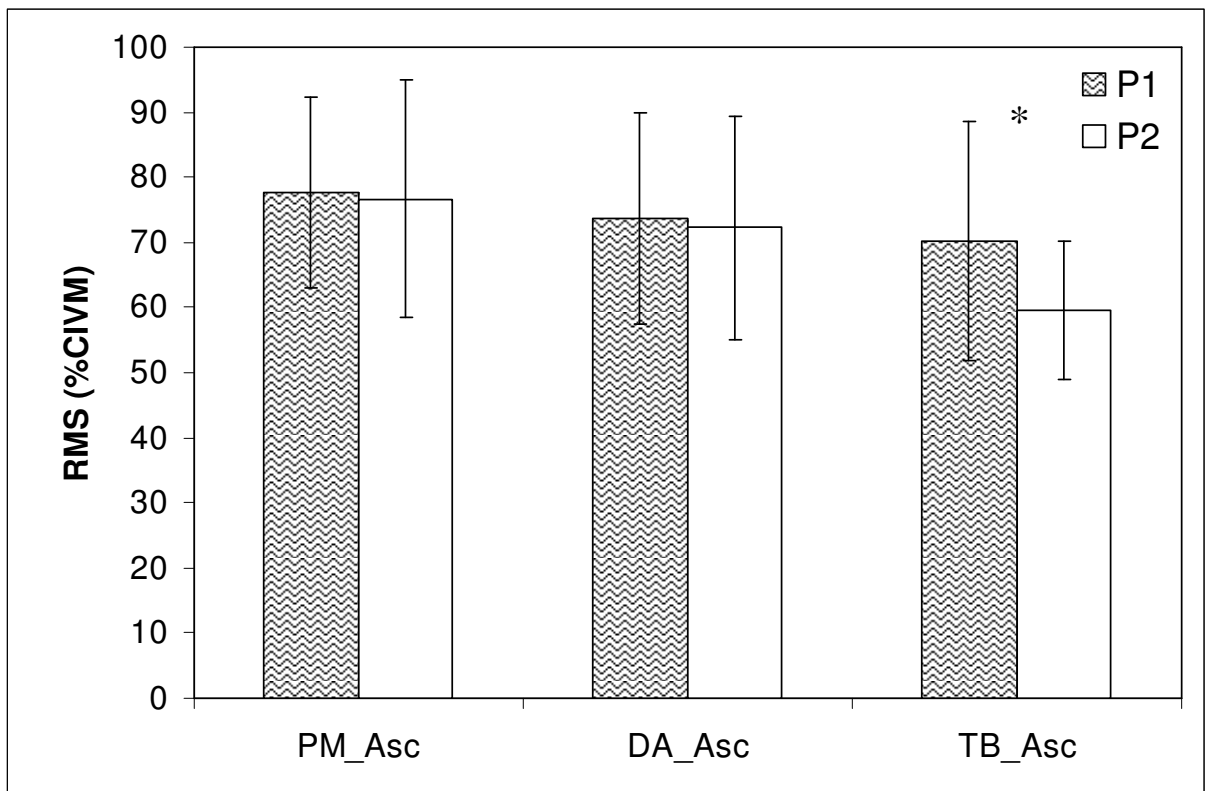


FIGURA 45 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para os músculos PM Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente), DA Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) e TB Asc (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para 10RM. (*Diferenças significativas entre os protocolos para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2

Comportamento semelhante foi observado quando o ciclo de movimento completo foi considerado. Assim, a FIGURA 46 mostra que houve diferença estatisticamente significante apenas para o TB que aumentou sua atividade de $46,35 \pm 10,29\%$ em P2 para $58,05 \pm 15,50\%$ em P1. Para os demais músculos também não houve diferença significativa nessa condição. Assim, a variação do valor RMS para PM foi de $69,42 \pm 17,34\%$ em P2 para $70,45 \pm 14,09\%$ em P1 e para DA foi de $65,46 \pm 17,42\%$ para $71,26 \pm 15,77\%$ em P1. Conforme relatado anteriormente neste item, para esta condição de tratamento de dados em P1, as diferenças significativas de intensidade de ativação entre TB com PM e DA permaneceram.

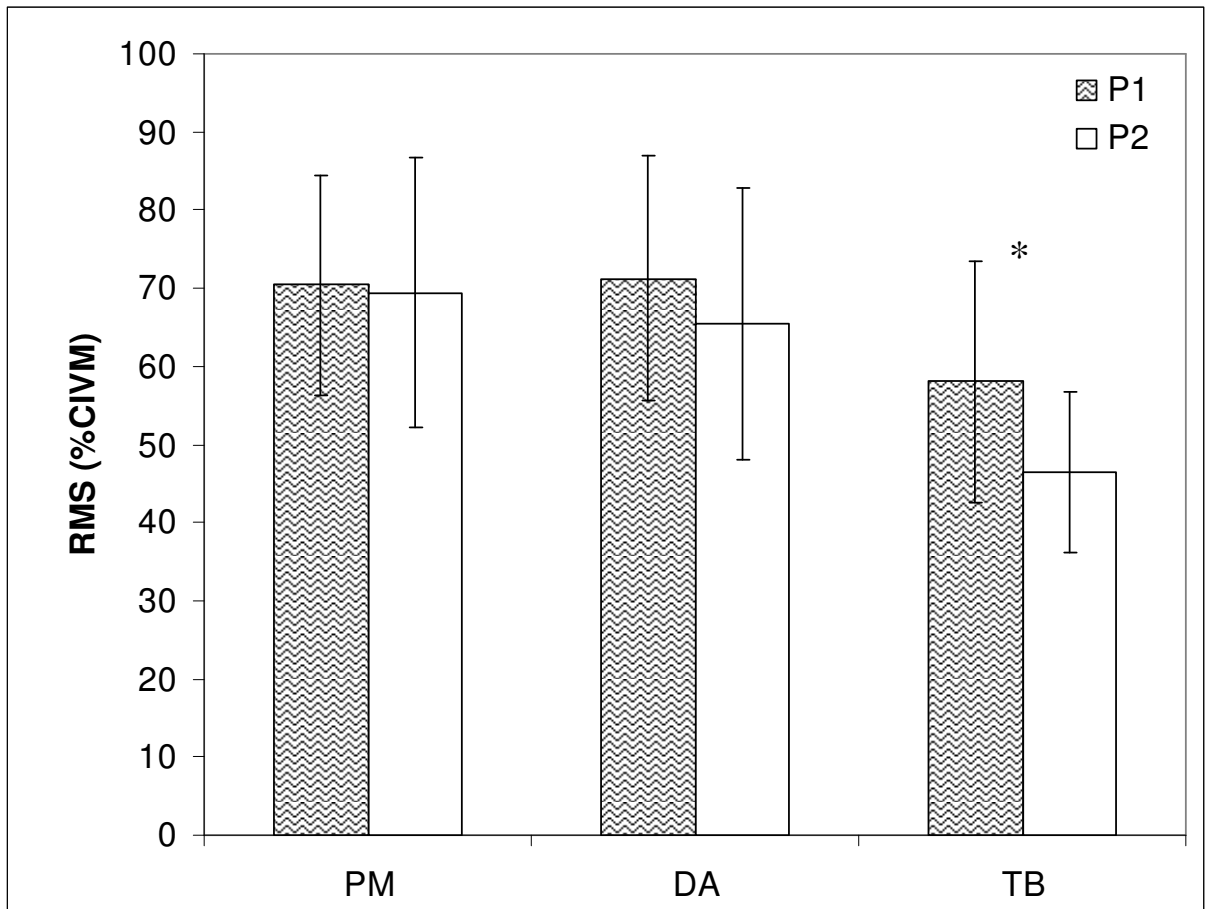


FIGURA 46 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para os músculos PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente), DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) e TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para 10RM. (*Diferenças significativas para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2

Na análise do comportamento de cada músculo ao longo de cada repetição, apesar de maiores valores encontrados na intensidade de ativação em P1, não foram observadas diferenças significativas entre os protocolos para PM_Asc em qualquer repetição. Para DA_Asc foi observada diferença significativa entre os protocolos apenas na quinta repetição da série. Já para TB_Asc, houve diferença significativa da primeira a quinta, e da sétima a nona repetições. Ao considerar o ciclo completo de movimento, resultados idênticos ocorreram para PM. Ou seja, não foram

encontradas diferenças significativas para este músculo em qualquer uma das repetições. Para DA, entretanto, em desacordo com o observado para DA_Asc, foram encontradas diferenças significativas da primeira a quinta repetições e também na sétima. E para TB o resultado foi idêntico a quando se considerou apenas a fase ascendente do movimento. Isto é, observou-se diferença significativa da primeira a quinta, e da sétima a nona repetições. Assim, principalmente para o músculo tríceps braquial observou-se aumento na intensidade de ativação quando o supino foi executado seguindo o método de Pré-exaustão. Estes resultados estão ilustrados, nas FIGURAS 47 a 52, a seguir.

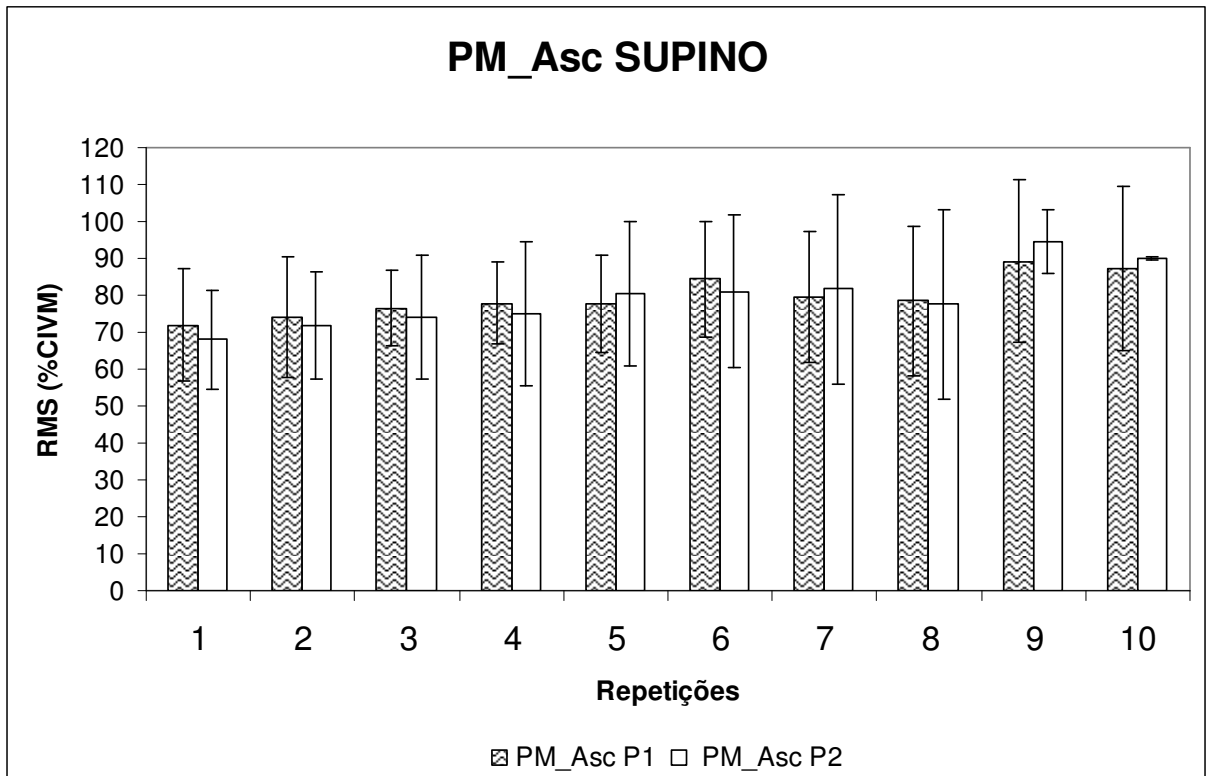


FIGURA 47 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para o músculo PM Asc (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente) para cada repetição. (Não foram constatadas diferenças para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2

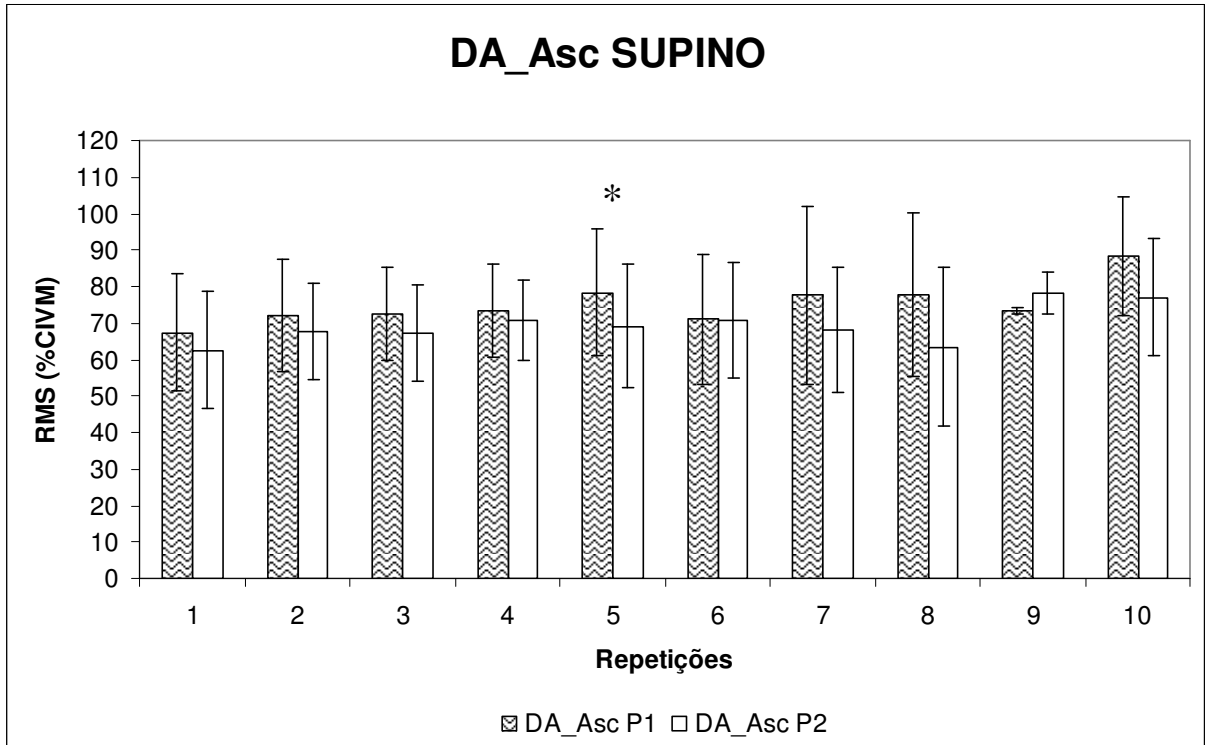


FIGURA 48 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para o músculo DA Asc (Ativação do deltóide durante a fase ascendente) para cada repetição. (*Diferenças significativas entre os protocolos para $p < 0,05$) $n = 82$ para P1 e $n = 120$ para P2

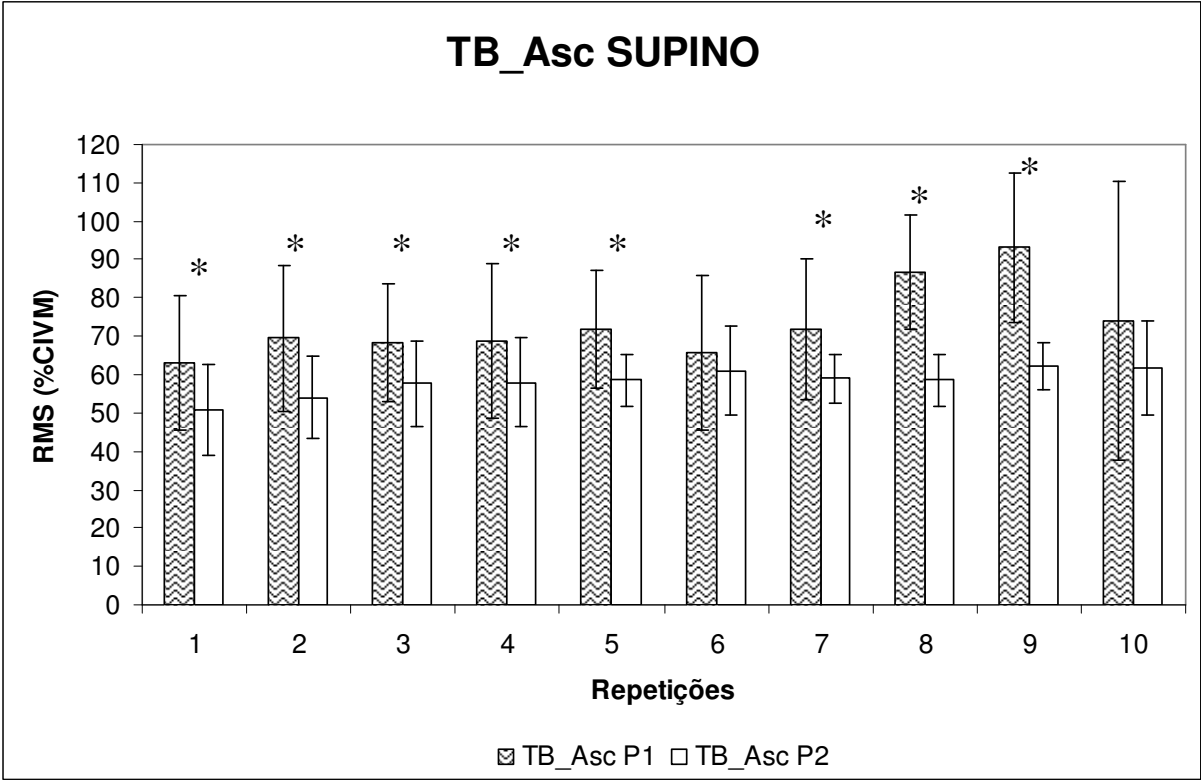


FIGURA 49 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para o músculo TB Asc (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente) para cada repetição. (*Diferenças significativas entre os protocolos para $p < 0,05$) $n = 82$ para P1 e $n = 120$ para P2

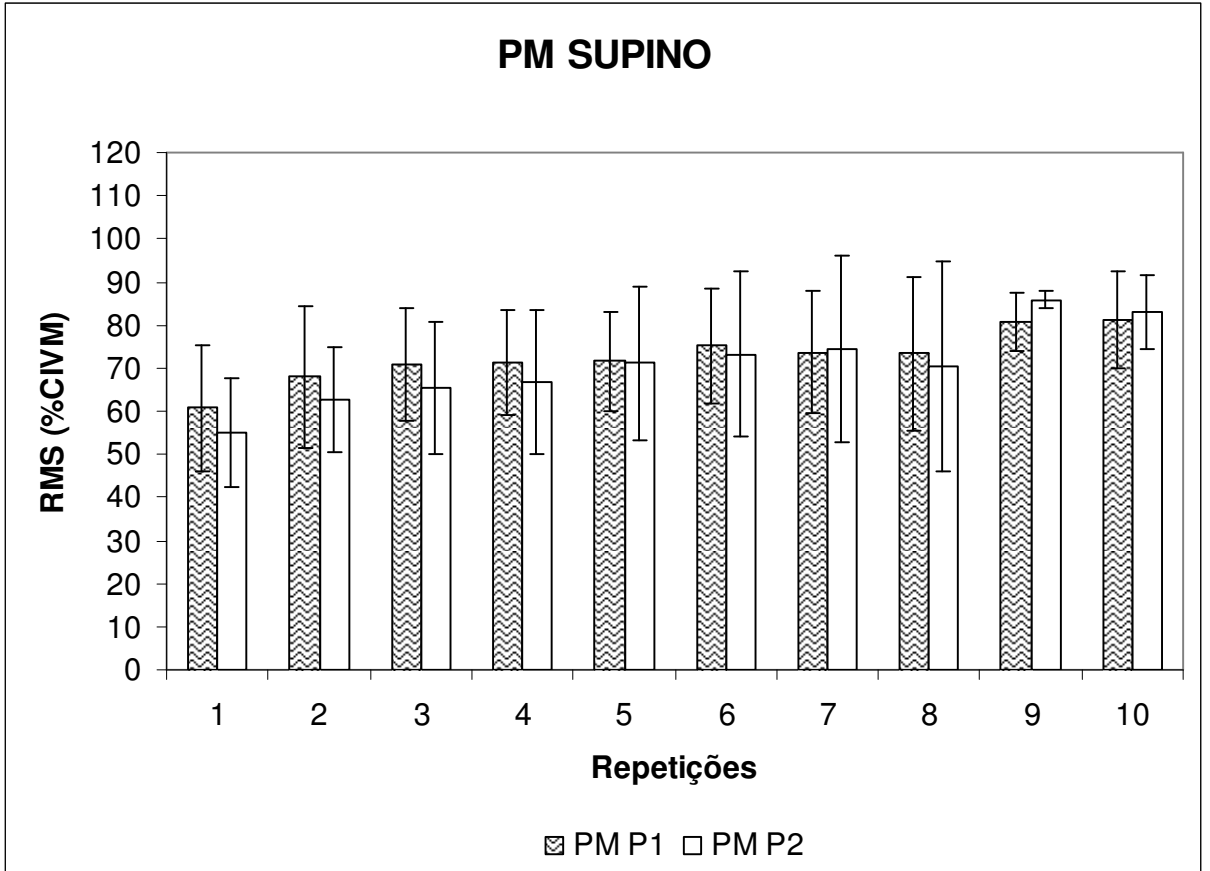


FIGURA 50 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para o músculo PM (Ativação do peitoral maior durante a fase ascendente + descendente) para cada repetição. (Não foram constatadas diferenças para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2

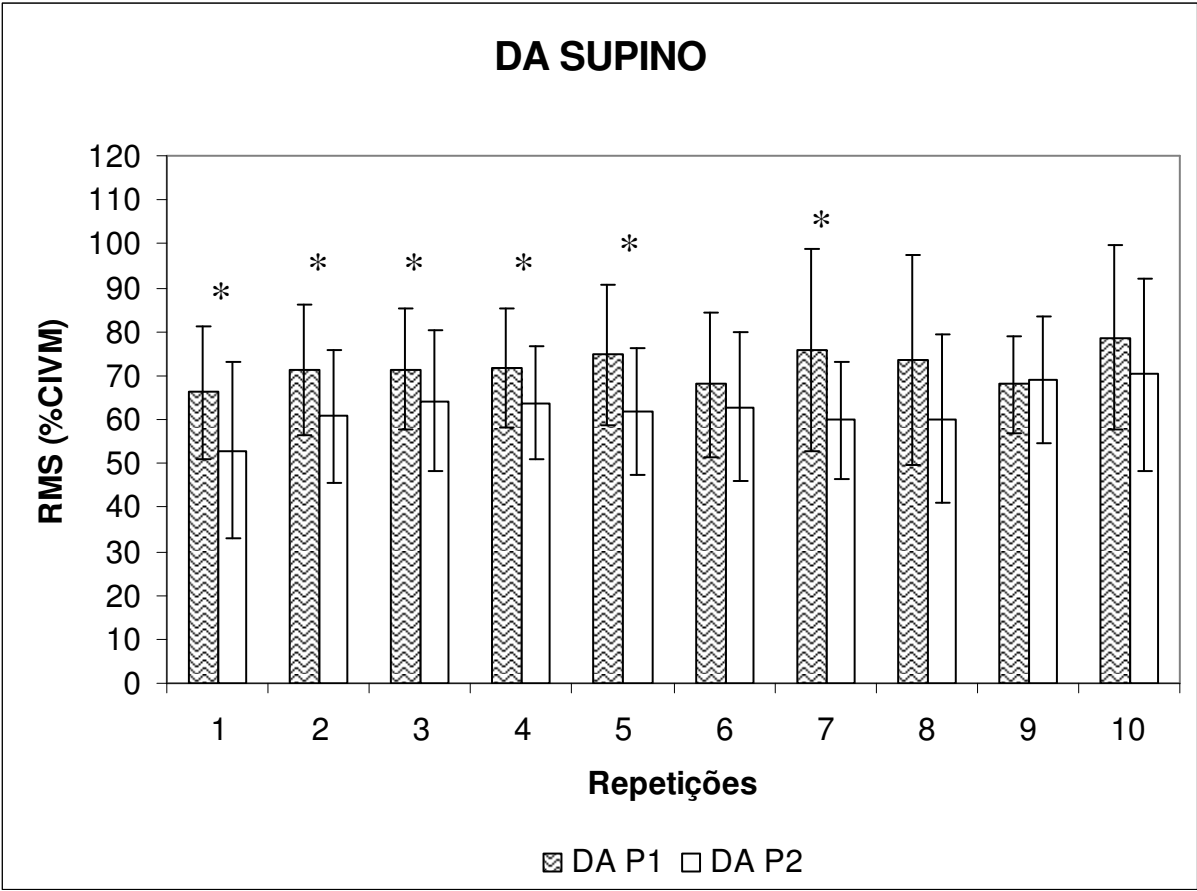


FIGURA 51 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para o músculo DA (Ativação do deltóide durante a fase ascendente + descendente) para cada repetição. (*Diferenças significativas entre os protocolos para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2

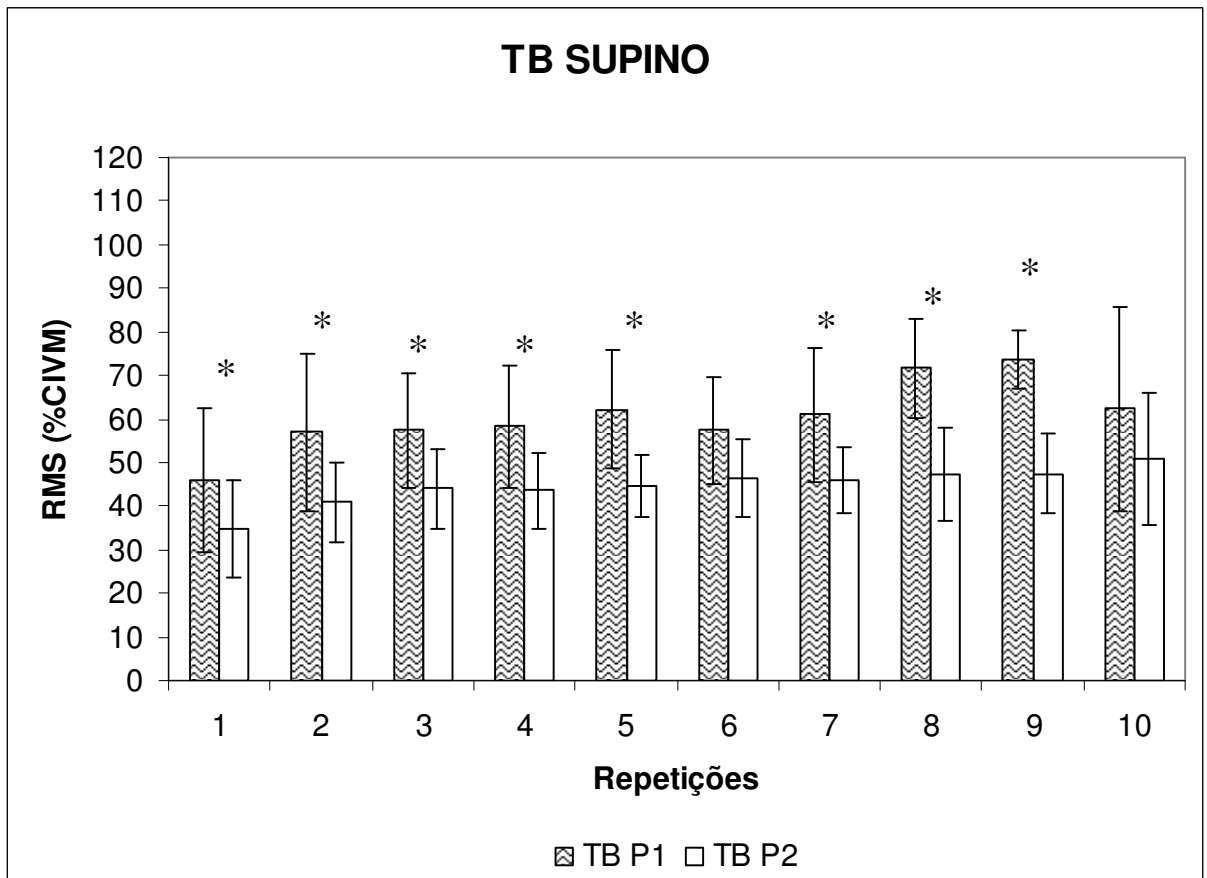


FIGURA 52 – Comparação entre os protocolos P1 (Pré-exaustão) e P2 (Sem pré-exaustão) no exercício supino. Valores RMS normalizados pela CIVM para o músculo TB (Ativação do tríceps braquial durante a fase ascendente + descendente) para cada repetição. (*Diferenças significativas entre os protocolos para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2

Nestas análises repetição a repetição considerando apenas supino em P1 algo interessante foi observado. Enquanto para supino P2 diferenças significativas entre um mesmo músculo ao longo das repetições foram encontradas somente quando considerado o ciclo completo de movimento, isto é PM, DA e TB, mas não quando considerado somente a fase ascendente do movimento (PM_Asc, DA_Asc e TB_Asc); em supino P1, não houve diferença significativa entre um mesmo músculo ao longo das repetições em nenhum dos dois casos de tratamento dos dados. Isto é, não faz sentido apresentar uma tabela como a de número 6 apresentada para supino

P2, uma vez que, nenhuma relação significativa de aumento de intensidade de ativação entre as 10 repetições seria exibida em supino P1.

6.2.4.1 Relação da duração da contração muscular com níveis de intensidade de ativação muscular entre os protocolos experimentais

Constatada e conhecida a diferença de intensidade de ativação muscular no supino executado nas duas condições experimentais analisadas, é importante, agora, observar mais profundamente como esta diferença se comporta através das diferentes faixas de intensidade propostas neste estudo. Desse modo, a FIGURA 53 compara a proporção de tempo em que os músculos PM, DA e TB apresentaram atividade acima de 0,5% ao longo da execução de 10 repetições tanto no supino em P1 como em P2. A TABELA 24 exibe os valores numéricos dessa análise. Foram verificadas diferenças significativas para os músculos DA e TB entre as duas situações. De modo que é possível afirmar, portanto, que os músculos DA e TB estiveram mais tempo ativos durante a execução do supino na condição de pré-exaustão.

TABELA 24 - Tempo relativo de atividade (acima de 0,5%) para os músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo de 10 repetições de uma série de supino nas condições: com Pré-exaustão (P1) e sem Pré-exaustão (p2). Valores percentuais. (*Diferenças significativas de P2 para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2

Músculo / Protocolo	P1 (%)	P2 (%)
PM	98,72 ± 0,32	98,73 ± 0,53
DA	98,62 ± 0,48*	98,33 ± 0,58
TB	97,96 ± 0,55*	97,58 ± 0,66

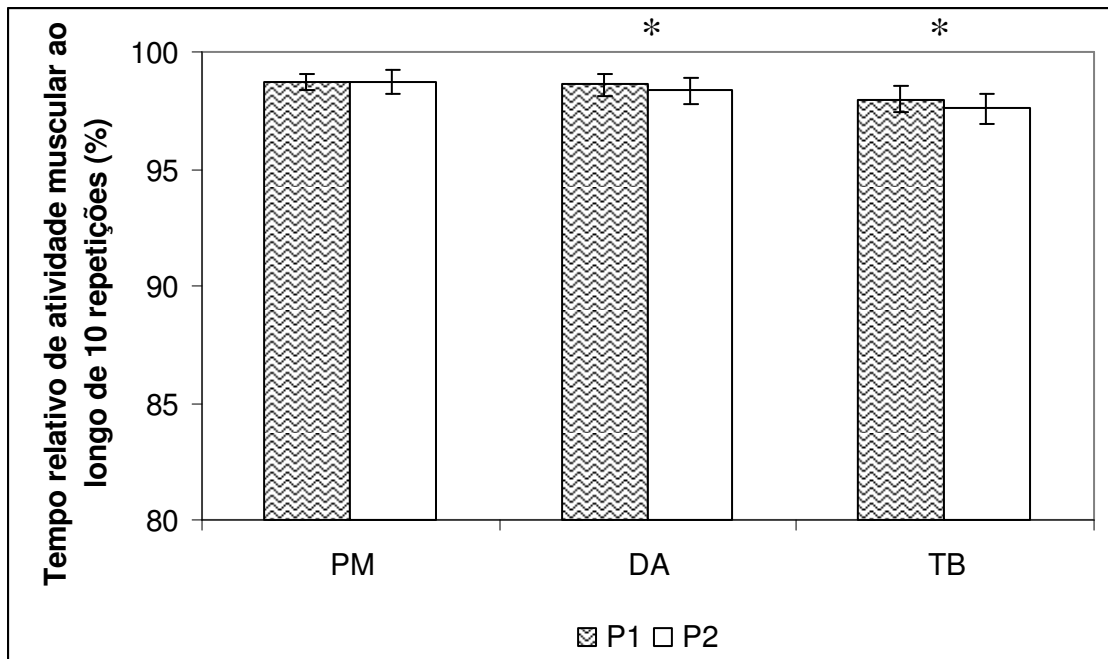


FIGURA 53 - Tempo relativo de atividade (acima de 0,5%) para os músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo de 10 repetições de uma série de supino nas condições: com Pré-exaustão (P1) e sem Pré-exaustão (p2). Valores percentuais. (*Diferenças significativas entre os protocolos para $p < 0,05$) $n = 82$ para P1 e $n = 120$ para P2

A seguir, a TABELA 25 exibe os valores obtidos da contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação dos músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo dos ciclos de movimento da série de supino em P1. A TABELA 26 mostra as relações de significância estatística entre essas faixas.

TABELA 25 – Valores médios e desvios padrão da contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação dos músculos Peitoral Maior (PM), Porção Acromial do Deltóide (DA) e Tríceps Braquial (TB) ao longo dos ciclos de movimento da série de supino em P1 (protocolo de pré-exaustão). Valores percentuais. (Relações de significância estatística vide TABELA 25) n=120.

Faixas/músculos	PM (%)	DA (%)	TB (%)
0,5 a 20%	12,93 ± 9,18	16,58 ± 10,90	33,82 ± 16,42
20 a 40%	22,14 ± 7,48	23,72 ± 8,64	25,38 ± 8,16
40 a 60%	20,95 ± 4,14	21,57 ± 4,72	15,41 ± 6,06
60 a 80%	17,06 ± 4,24	15,91 ± 4,30	10,41 ± 5,45
80 a 100%	11,79 ± 4,48	9,96 ± 5,00	6,52 ± 4,01
Acima de 100%	15,13 ± 10,74	12,26 ± 11,16	8,47 ± 6,33

TABELA 26 – Relações de significância estatística obtidas pelo teste de Wilcoxon entre as faixas de intensidade para os músculos PM, DA e TB na execução da série de supino em P1. Valores de p. (*valores menores p<0,05). n=120

	0,5 a 20%	20 a 40%	40 a 60%	60 a 80%	80 a 100%
P M	20 a 40%	<0,001*			
	40 a 60%	<0,001*	0,210		
	60 a 80%	0,002*	<0,001*	<0,001*	
	80 a 100%	0,985	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	Acima de 100%	0,223	0,001*	<0,001*	0,029*
D A	20 a 40%	<0,001*			
	40 a 60%	<0,001*	0,014*		
	60 a 80%	0,859	<0,001*	<0,001*	
	80 a 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	Acima de 100%	0,025*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
T B	20 a 40%	0,001*			
	40 a 60%	<0,001*	<0,001*		
	60 a 80%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	
	80 a 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	<0,001*
	Acima de 100%	<0,001*	<0,001*	<0,001*	0,001*

Verificou-se, portanto, ao considerar o comportamento das faixas de intensidade para PM durante a execução do supino em P1, maior contribuição entre os níveis 20 a 40% da CIVM ($22,14 \pm 7,48\%$ do ciclo de movimento) para PM, de forma semelhante como visto para o supino em P2. Houve diferenças significativas entre todas as faixas exceto entre as faixas: “0,5 a 20%” com “80 a 100%”; e do mesmo modo que no supino P2 também entre as faixas “0,5 a 20%” com “Acima de 100%” e entre as faixas “20 a 40%” com “40 a 60%”.

Para DA, assim como em supino P2, observou-se maior contribuição também na faixa de 20 a 40% da CIVM ($23,72 \pm 8,64\%$ do ciclo de movimento). Houve diferença significativa entre todas as faixas exceto entre as faixas: “0,5 a 20%” com “60 a 80%” e, de modo similar ao supino P2, na comparação entre as faixas “80 a 100%” com “Acima de 100%”.

E para TB observou-se grande contribuição da faixa de 0,5 a 20% da CIVM ($33,82 \pm 16,42\%$ do ciclo de movimento). Assim como em supino P2, para este músculo, ao contrário de PM e DA, houve diferença significativa entre todas as faixas de intensidade sem exceção. Assim, similarmente ao supino P2, a contribuição desta faixa neste músculo também foi significativamente maior que todas as outras.

As FIGURAS 54, 55 e 56 apresentam esse comportamento das faixas descrito, respectivamente para os músculos PM, DA e TB, no supino em P1.

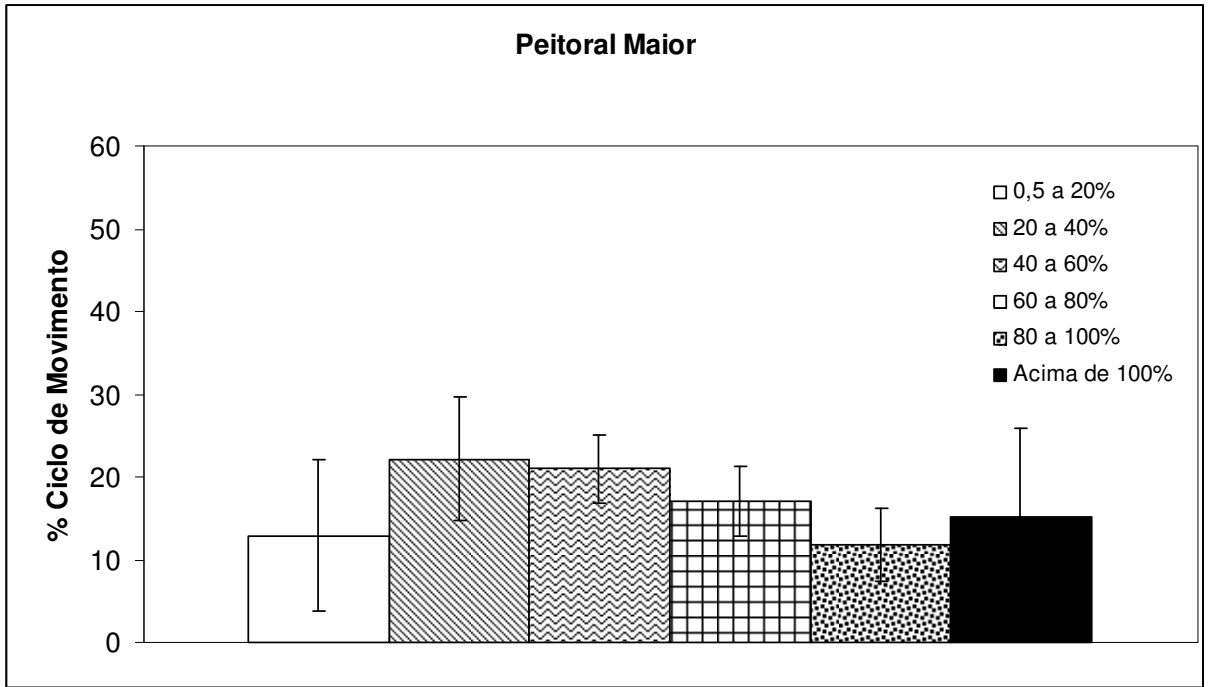


FIGURA 54 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Peitoral Maior (PM). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento da série de supino em P1 (protocolo de pré-exaustão). (Relações de significância vide TABELA 26) n = 82

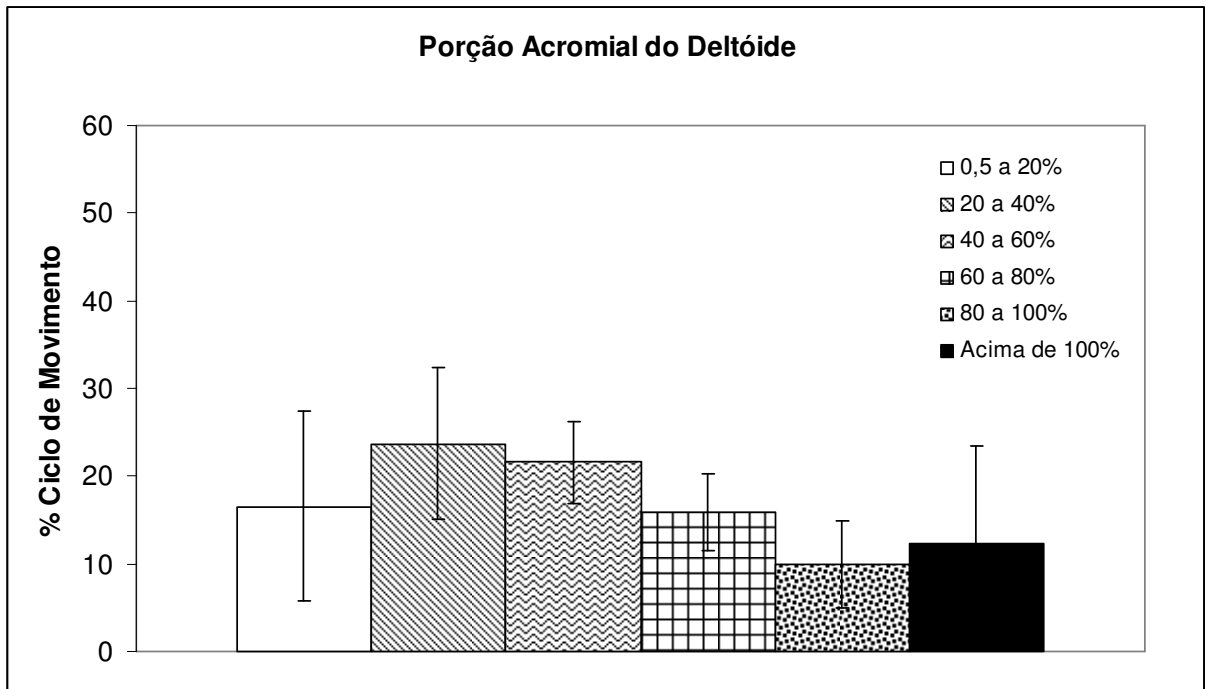


FIGURA 55 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Porção Acromial do Deltóide (DA). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento da série de supino em P1 (protocolo de pré-exaustão). (Relações de significância vide TABELA 26) n = 82

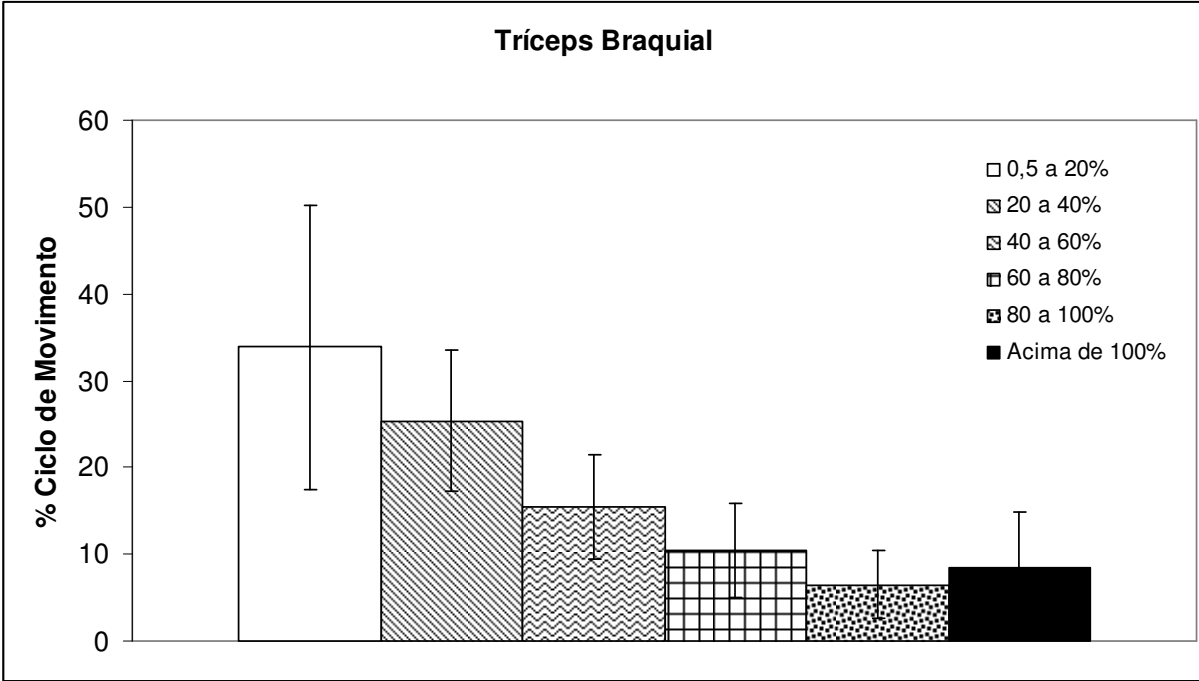


FIGURA 56 - Contribuição relativa das faixas de intensidade de ativação do músculo Tríceps Braquial (TB). Valores médios e desvios padrão dos ciclos de movimento da série de supino em P1 (protocolo de pré-exaustão). (Relações de significância vide TABELA 26) n = 82

Complementando essa análise das faixas de intensidade é possível agora compara-la com o comportamento destas durante a execução do supino P2. Desse modo, a seguir, a FIGURA 57 compara as diferentes faixas de intensidade para o músculo PM durante a execução do supino em P1 e em P2. É possível notar, assim, que as diferenças constatadas entre os protocolos não foram consideradas estatisticamente significantes para este músculo em qualquer uma das seis faixas de intensidade de ativação. Apenas na quarta repetição das faixas “20 a 40%” e “80 a 100%” houve diferença significativa entre os protocolos. Entretanto, diferença esta altamente inconsistente visto que, na faixa de “20 a 40%” P2 foi maior e na de “80 a 100%” P1 foi maior.

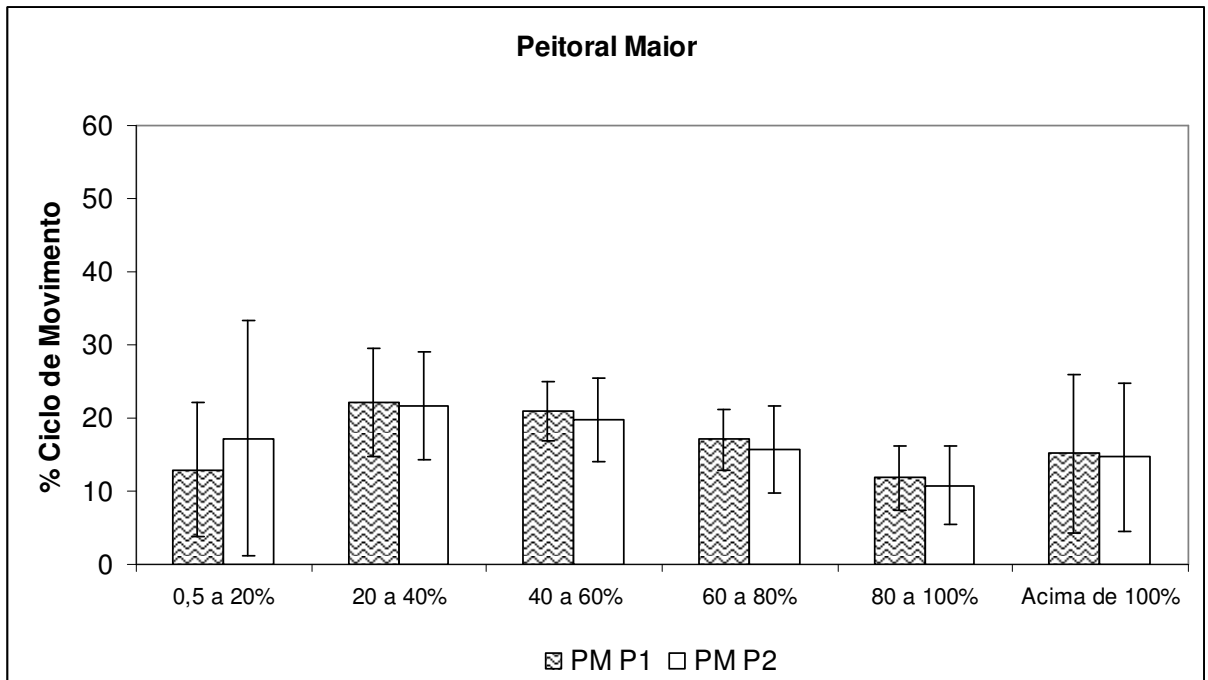


FIGURA 57 - Contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação do músculo Peitoral Maior (PM) no ciclo de movimento do exercício supino executado nas condições de pré-exaustão (P1) e sem pré-exaustão (P2) . Valores percentuais médios e desvios padrão. (Não constatada diferença significativa entre os protocolos para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2.

A FIGURA 58 compara as faixas de intensidade para o músculo DA durante a execução do supino em P1 e em P2. Encontrou-se diferença significativa apenas nas faixas de “0,5 a 20%” e de “80 a 100%”. Estas diferenças significativas no músculo DA foram encontradas nas cinco primeiras repetições de ambas as faixas. Ademais, ainda em reforço ao que exhibe a FIGURA 58, para a faixa de “0,5 a 20%”, DA P2 demonstrou significativa maior contribuição no ciclo de movimento do supino. E, de modo contrário, para a faixa de “80 a 100%” DA P1 demonstrou significativa maior contribuição no ciclo de movimento do supino. Este achado aponta para maior contribuição de faixas menos intensas quando os sujeitos iniciavam com o exercício supino e maior contribuição de faixas mais intensas quando estes já tinham imposto sobrecarga adicional anteriormente à execução do supino.

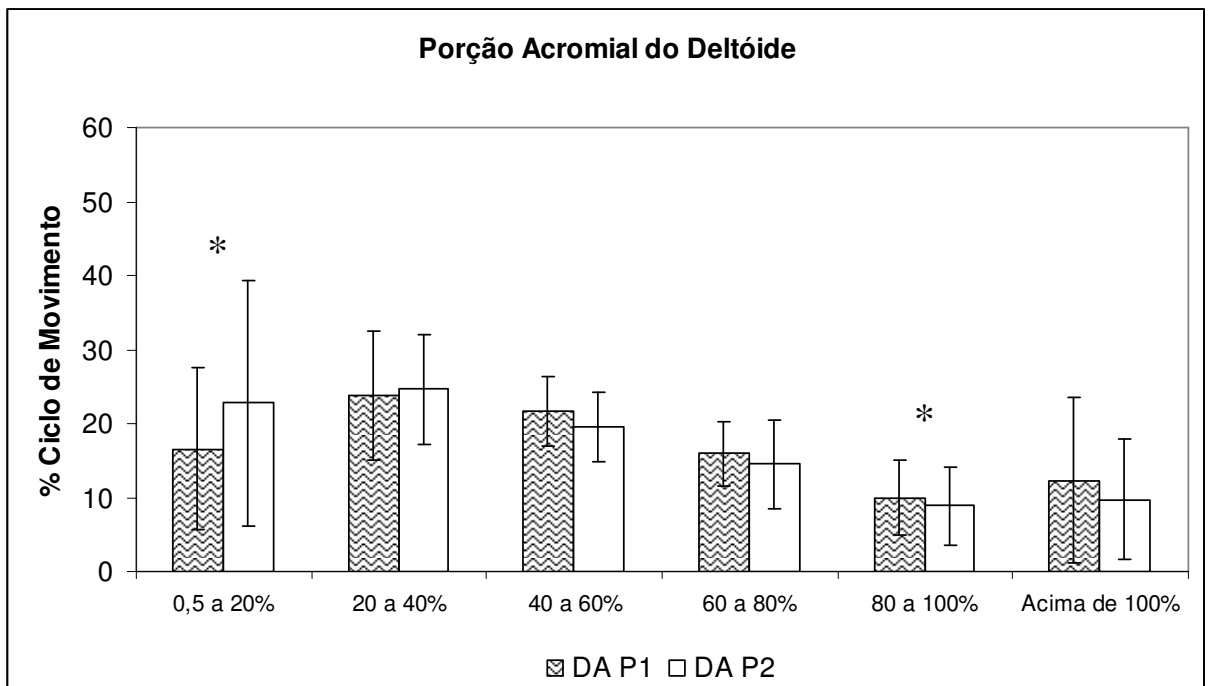


FIGURA 58 - Contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação do músculo Porção Acromial do Deltóide (DA) no ciclo de movimento do exercício supino executado nas condições de pré-exaustão (P1) e sem pré-exaustão (P2) . Valores percentuais médios e desvios padrão. (*Diferença significativa entre os protocolos P1 e P2 para $p < 0,05$) $n = 82$ para P1 e $n = 120$ para P2.

A FIGURA 59 compara as faixas de intensidade para o músculo TB durante a execução do supino em P1 e em P2. De modo similar ao encontrado para DA, averiguou-se diferenças estatisticamente significantes para as faixas “0,5 a 20%”, “80 a 100%”, mas também para “acima de 100%”. Para as faixas “0,5 a 20%”, “80 a 100%” essa diferença foi encontrada para todas as repetições, exceto a décima. E para faixa “acima de 100%” essa diferença também foi encontrada para todas as repetições, exceto a nona e a décima.

Conforme ainda exhibe a FIGURA 56, na faixa menos intensa TB P2 mostrou significativa maior contribuição no ciclo de movimento do supino. Para as faixas “80 a 100%” e “acima de 100%” TB P1 mostrou significativa maior contribuição no ciclo de movimento. Este resultado também aponta para maior contribuição de faixas menos intensas quando os sujeitos iniciavam com o exercício supino e maior contribuição de

faixas mais intensas para este grupo muscular quando estes já haviam imposto sobrecarga adicional anteriormente à execução do supino.

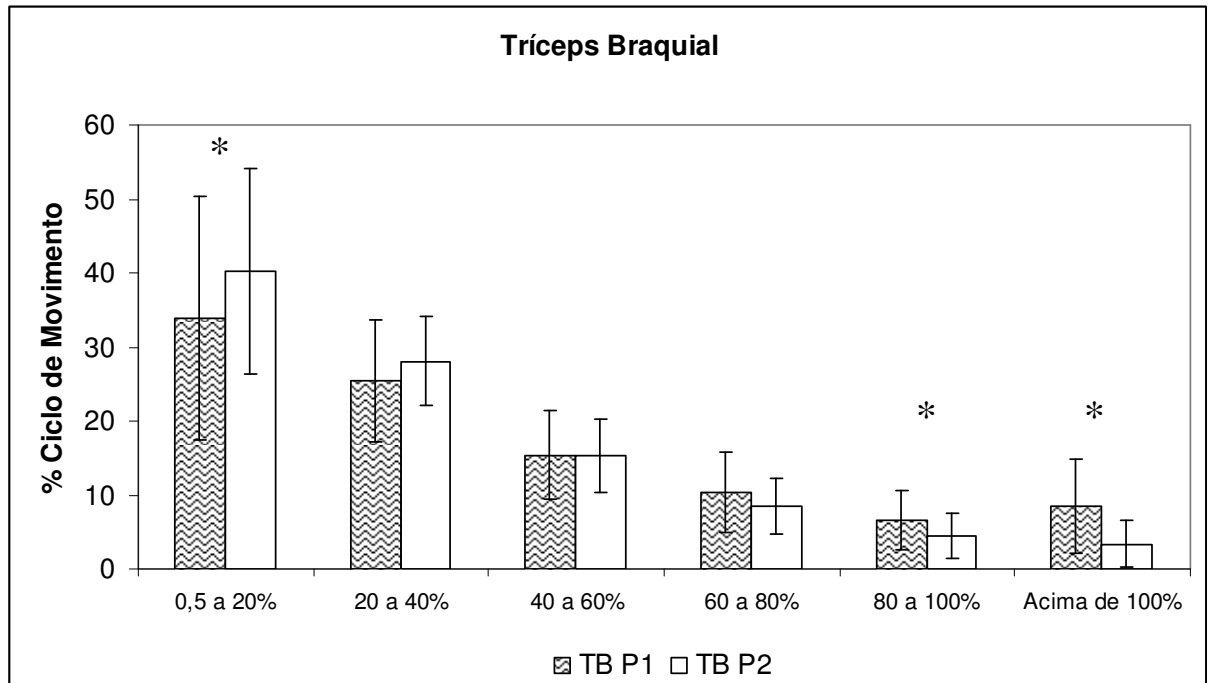


FIGURA 59 - Contribuição relativa de cada faixa de intensidade de ativação do músculo Tríceps Braquial (TB) no ciclo de movimento do exercício supino executado nas condições de pré-exaustão (P1) e sem pré-exaustão (P2) . Valores percentuais médios e desvios padrão. (*Diferença significativa entre os protocolos para $p < 0,05$) $n=82$ para P1 e $n=120$ para P2.

Analisando repetição a repetição o comportamento das faixas de intensidade de ativação para os três músculos investigados em supino P1 outro achado bastante interessante foi observado. Em supino P2, conforme já apresentado nas TABELAS 9 a 12 e FIGURAS 25 a 27, houve diferenças significativas das mais diversas entre as repetições. Por outro lado, em supino P1, nenhuma das faixas de intensidade, de nenhum músculo, mostrou diferença significativa entre quaisquer umas das repetições. De modo que, construir TABELAS como as de número 10 a 13 também não faria sentido para supino P1, visto que nenhuma relação significativa de aumento ou redução da contribuição de uma mesma faixa ao longo das repetições seria exibida. Este dado fornece elementos importantes para afirmar que as faixas de

ativação mais intensas (60 a 80%, 80 a 100% e Acima de 100%) tiveram um papel importante já no início da série de supino em P1 o passo que, em supino P2, esse aumento de recrutamento pode ter ocorrido gradualmente ao longo das repetições. Dado este também reforçado pela significativa menor participação das faixas menos intensas a moderadas (0,5 a 20% e 20 a 40%) para execução da série de supino P1 em relação à execução da série de supino P2, conforme exibido pelas FIGURAS 57 a 59. Tal fato também é acrescido pelos dados que compuseram as FIGURAS 47 a 52. Nestas se observa, por vezes, significativa maior intensidade de ativação para supino P1 em relação ao supino P2 nas repetições iniciais, mas não nas finais. Ou seja, a diferença de intensidade de ativação entre as duas condições experimentais tende a diminuir ao se aproximar do final da série.

7 DISCUSSÃO

7.1 Análise cinemática e da coordenação das ações musculares nos exercícios investigados

7.1.1 *Supino*

Os achados deste estudo, no que tange a análise do padrão temporal de ativação muscular no exercício supino, concordam parcialmente com a literatura. Conforme exibe a FIGURA 15, foi possível observar atividade para PM e DA ao longo de toda a fase ascendente, de forma sincrônica e constante. Estes dados concordam com os estudos de ELLIOT *et alii* (1989) que encontraram grande, sustentada e sincrônica atividade destes músculos durante toda a fase ascendente. Todavia, McCRAW e FRIDAY (1994) e NEWTON *et alii* (1996) observaram maior contribuição destes músculos, ainda que também de forma sincrônica, somente no início da fase ascendente deste exercício. O presente estudo também evidenciou não apenas grande contribuição destes músculos no início da fase ascendente de forma sincrônica como também até mesmo antes do final da fase descendente. Tal atividade, pré-fase ascendente, pode ser explicada, segundo NEWTON *et alii* (1996), como um mecanismo de desaceleração da barra para empurrá-la para cima posteriormente.

Para o músculo TB, entretanto, as diferenças foram ainda maiores quando comparadas com a literatura. McCRAW e FRIDAY (1994) e NEWTON *et alii* (1996) encontraram picos de ativação deste músculo novamente apenas no início da fase ascendente. ELLIOT *et alii* (1989), por outro lado, encontraram grande e sustentada atividade durante toda essa fase. As razões destas diferenças, no entanto, se deu em virtude da diferença de objetivos e velocidades de execução entre os três estudos. No estudo de ELLIOTT *et alii* (1989) utilizou-se para execução do supino, cargas de 100 e 104% 1RM. Para NEWTON *et alii* (1996) a preocupação maior foi maximizar a velocidade de execução, sendo assim, os autores utilizaram carga baixa (45% 1RM). Estes autores, desse modo, chegam a sugerir que o TB parece contribuir apenas nos estágios iniciais da fase ascendente, reduzindo sua atividade à medida que a barra é desacelerada. Assim, mediante esta análise, fica evidente que a ativação muscular no supino é dependente da carga e, conseqüentemente, da velocidade com que este movimento é executado.

Na presente investigação, porém, a atividade de TB não foi sustentada durante toda a fase ascendente e ocorreu consistentemente no final desta fase. Discorda, dessa maneira, da asserção de NEWTON *et alii* (1996) e dos resultados de todos os outros estudos. Estes dados sugerem, portanto, que PM e DA parecem ter maior contribuição para execução de todo o ciclo de movimento, ao passo que TB tem maior participação nos instantes finais da fase ascendente.

Contudo, McCRAW e FRIDAY (1994) apontaram em seu estudo para uma notável variabilidade individual na atividade muscular, durante a execução do supino. Para estes autores, estas diferenças podem refletir variabilidades biológicas de controle neuromotor e/ou de mecânica muscular e articular específica de um indivíduo. A conclusão categórica desta hipótese, por sua vez, requer investigações mais aprofundadas, tomando-se por base as já disponíveis sobre o supino. Em adição, parte da diferença de atividade poderia ser explicada também pela diferença de velocidade nos movimentos. Mas, para efeito de comparação não foi encontrado nenhum estudo que, como o presente, analisou a velocidade angular do ombro durante as fases ascendente e descendente do supino.

7.1.2 **Crucifixo**

Verificou-se, aqui, um comportamento muito próximo daquele exibido pelo supino no presente estudo. De acordo com a FIGURA 16, observa-se, por conseguinte, sustentada e sincrônica atividade dos músculos PM e DA durante toda a fase ascendente. Esse comportamento é semelhante àquele exibido por estes mesmo músculos no estudo de FERREIRA *et alii* (2003). De modo similar ao supino, a atividade de TB permaneceu muito baixa durante quase todo o ciclo de movimento exibindo o pico próximo ao final da fase ascendente ($99,40 \pm 6,94\%$ do ciclo de movimento). Esta atividade de tríceps provavelmente está associada ao movimento de extensão de cotovelos, que os sujeitos faziam, principalmente, nas últimas repetições da série, para completar a fase ascendente, conforme registrado pelos dados cinemáticos. A atividade deste músculo não foi analisada por nenhum outro estudo que investigou o crucifixo.

Foi também visivelmente notável no crucifixo a ativação de DA. Outros estudos (FERREIRA *et alii*, 2003; RODRIGUES *et alii*, 2003 e 2005) que investigaram esse exercício também encontraram pronunciada ação deste músculo. Portanto, encontra-se um paradoxo entre a literatura especializada e àquela relacionada ao treinamento de força. Enquanto a literatura relacionada ao treinamento de força normalmente recomenda o crucifixo como um exercício para enfatizar a ação de peitoral, com mínima ação de outros músculos da cintura escapular e da porção superior do corpo, fica evidente, por meio destes resultados, que isso não pode ser considerado.

Considerando, portanto que a articulação do ombro forma uma complexa unidade músculo esquelética formada por três articulações: gleno-umeral, esterno-clavicular e acrômio-clavicular, para RODRIGUES *et alii* (2003) um aumento da atividade nas porções do deltóide pode refletir uma instabilidade da articulação do ombro durante a fase ascendente desse exercício. Se o crucifixo gera grande instabilidade nesta articulação, ainda não é possível afirmar, e são necessários mais estudos que investiguem o comportamento da atividade dos músculos da cintura escapular neste exercício.

Desse modo, os presentes resultados, em corroboração com as afirmações de outros estudos (FERREIRA *et alii*, 2003; RODRIGUES *et alii*, 2003 e 2005) justificam

a inclusão deste exercício como básico para o desenvolvimento da aptidão física de tanto de PM com de DA em programas de treinamento. Observa-se também que este exercício pode ser útil em situações nas quais quer se poupar o TB de significativo trabalho.

7.2 Análise da intensidade das ações musculares nos exercícios investigados

7.2.1 Supino

Nenhum outro estudo que investigou a intensidade das ações musculares no supino preocupou-se com o valor RMS. ELLIOT *et alii* (1989), por exemplo, realizaram apenas uma análise qualitativa da intensidade de ativação muscular baseada no sinal original. BARNETT *et al* (1995), GLASS e ARMSTRONG (1997) e MCCAWE e FRIDAY (1994) analisaram a intensidade da atividade muscular durante o supino por meio da IEMG. Apesar desse tipo de tratamento do sinal EMG fornecer informações importantes acerca da intensidade da ação muscular, nenhum desses estudos se ocupou da normalização desse sinal. Tal fato impede a comparação tanto entre os diferentes músculos investigados em cada estudo, quanto entre os dados obtidos em outras pesquisas, incluindo a presente investigação.

Por outro lado, outros autores CLEMONS e AARON (1997), KEOGH *et alii* (1999), NEWTON *et alii* (1996), embora também tenham utilizado o sinal IEMG para interpretar suas análises, preocuparam-se com o processo de normalização. Os primeiros normalizaram este sinal pelo percentual do pico IEMG atingido em 1RM do supino. Os outros estudos normalizaram este sinal pela porcentagem da CIVM (vide TABELA 2). Nestes, os resultados mostraram uma significativa maior intensidade de ativação do músculo tríceps braquial em relação ao peitoral maior. Por exemplo, no estudo de CLEMONS e AARON (1997), o tríceps atingiu valores médios de intensidade de 111,2% CIVM, ao passo que o peitoral maior mostrou intensidade próxima de 75% CIVM. Ainda neste estudo, a porção acromial do músculo deltóide apresentou intensidade próxima de 95% CIVM. Já na análise das fases ascendentes de 6 RM feita no estudo de KEOGH *et alii* (1999), o tríceps obteve média de intensidade de ativação igual a $83,89 \pm 5,90\%$ CIVM, enquanto o peitoral maior

obteve menos, apresentou $76,21 \pm 15,59\%$ CIVM. Apesar da natureza diferenciada do processamento do sinal eletromiográfico em relação à presente investigação, estes dados não concordam com a significativa menor intensidade de ativação apresentada pelo músculo tríceps braquial neste estudo, até mesmo para todas as repetições, quando comparado com o peitoral maior e deltóide. Todavia, os valores relativos da intensidade de ativação para peitoral maior no estudo de KEOGH *et alii* (1999) foram muito próximos dos obtidos nesta investigação. A diferença de intensidade no músculo tríceps, por sua vez, pode estar associada à variabilidade nas estratégias de recrutamento e coordenação das ações musculares conforme exposto no item anterior e/ou também pode estar associada a diferenças no procedimento para determinação da CIVM. No entanto, nenhum estudo relatou detalhadamente como fizeram este procedimento. CLEMONS e AARON (1997), por exemplo, determinaram a CIVM para tríceps com 90° de extensão, mas afirmam que CIVMs conduzidas em ângulos maiores do que 90° de extensão dos cotovelos podem produzir maior ativação muscular e, conseqüentemente, menores %CIVMs para o tríceps. Todavia, a validade dessa afirmação é altamente questionável, visto que a determinação da CIVM para tríceps, neste estudo, foi feita também com a articulação do cotovelo posicionada em 90° de extensão e observada grande intensidade de ativação da mesma forma.

Considerando que há associação entre o valor RMS e o comportamento de unidades motoras durante a contração muscular (vide item 3.3.2), foi possível observar, neste estudo, significativo aumento no recrutamento destas ao longo da série de 10 repetições no supino. As TABELAS 5 e 6 mostram uma tendência constante de maior solicitação muscular ao longo da série. A TABELA 7, além de apresentar as relações de significância estatística entre cada repetição, exhibe dados relevantes que permitem identificar um limite de esgotamento com pouca ou nenhuma mudança significativa entre as repetições. Este limite ocorreu em PM a partir da quinta repetição, em TB a partir da sexta repetição e em DA, ainda que menos claro, a partir da terceira repetição. Estes dados são extremamente importantes, pois, além de ressaltar a importância do desenvolvimento de estudos que analisem séries de treinamento, evidenciam também que a caracterização de um exercício apenas por um movimento ou 1RM tem pouco poder de extrapolação para

o ambiente de treino que visa à hipertrofia. Ademais, as recomendações de treinamento para hipertrofia em torno de 8 ± 2 a 10 ± 2 repetições, ainda que careçam de maiores fundamentações, parecem fazer sentido no que diz respeito a impor cansaço ao músculo. Nenhum outro estudo que trabalhou com a execução de mais de uma repetição deste exercício procedeu análise repetição à repetição. Dessa forma, observações desse comportamento de UMs em mais de uma repetição manipulando o número destas, bem como o número de séries e intervalos de descanso, combinando com marcadores de microlesões musculares e/ou exames de imagens são elementos para futuras investigações que poderão fundamentar métodos de treinamento de força.

Nenhum outro estudo observou a relação da duração da contração muscular com os níveis de intensidade de ativação muscular no supino. Neste aspecto, conforme apresentado no item 3.2, FOLLAND *et alii* (2002) concluíram que grandes níveis de esforço físico parecem não ser um estímulo crítico para o aumento da força e do rendimento. Desse modo, o tempo no qual determinado músculo permanece ativo durante a execução de uma tarefa pode ter uma interferência ímpar no que tange à adaptação específica para o ganho de força e, conseqüentemente, do desempenho. Assim, conforme apresentado na FIGURA 21, do item 6.2.1.1, observou-se neste estudo, grande tempo relativo de atividade acima de 0,5% CIVM para todos os músculos investigados ao longo de 10RM do supino. De modo similar, a TABELA 8 relata que PM passou 68,1% do tempo relativo do ciclo de movimento entre 20 e 100% da CIVM, DA passou 67,53% do tempo relativo do ciclo de movimento nessa mesma faixa de intensidade e TB passou 56,36% para a mesma relação de dados. Tais dados indicam que, no que diz respeito ao estímulo de tempo de permanência em atividade, o trabalho com 10RM parece estar adequado.

Por conseguinte, na divisão de faixas de intensidade para 10RM do supino, observou-se predomínio significativo de faixas pouco intensas a moderadas para todos os músculos investigados (20 a 40% para PM e DA e 0,5 a 20% para TB). Neste nível de análise, poderia ser possível afirmar que 10RM do supino não é um estímulo de alta intensidade, mas somente de grande tempo de permanência do músculo em atividade. Entretanto, conduziu-se nesta investigação também a análise repetição à repetição do comportamento das faixas de intensidade, sendo possível

observar que as faixas consideradas de intensidades altas (60 a 80% e 80 a 100%) passavam a aumentar significativamente sua contribuição na execução de uma repetição à medida que se aproximava o final da série; ao passo que, concomitantemente, as faixas de intensidade baixa a moderada (0,5 a 20% e 20 a 40%) tenderam retroceder sua contribuição ao longo da série. Esse comportamento foi apresentado nas TABELAS 10 à 13 e nas FIGURAS 25 à 27 e corrobora com aquele apresentado pelo comportamento do valor RMS de cada músculo, que apresentou significativo aumento ao longo de 10RM. Além disso, as TABELAS 11 a 13 permitem novamente identificar um limite de esgotamento com pouca ou nenhuma diferença significativa entre as repetições e suas relações com as faixas de intensidade. Na TABELA 11, fica evidente que para PM tende a ocorrer uma saturação da solicitação muscular a partir da quinta repetição na faixa de intensidade baixa (0,5 a 20%) e também nas faixas de intensidade alta (80 a 100% e Acima de 100%). Este quadro provavelmente está associado com a migração de faixas de intensidade ao longo da série. Ou seja, o aumento da contribuição de faixas de intensidades mais altas conjugado com o retrocesso da contribuição de faixas de intensidade mais baixas para completar a série. Nas faixas de intensidades moderadas (20 a 40% e 40 a 60%), como a migração tendeu a ser menor, visto que são faixas intermediárias, um ponto de saturação pode ser observado a partir da sétima repetição. Nas TABELAS 12 para DA e 13 para TB, ao contrário do observado na TABELA 7, as modificações foram menos organizadas. Desse modo, é possível afirmar que PM parece sofrer um limite de esgotamento mais claro que outros músculos investigados. Isto evidencia que o efeito das repetições no exercício varia de músculo para músculo. As implicações destes limites de esgotamento associados às faixas de intensidade reforçam as discussões anteriormente mencionadas acerca da caracterização de exercícios por apenas um movimento ou 1RM e a fundamentação do treinamento para hipertrofia.

Assim, ao se pensar na validade externa de estudos que investigam manipulações comuns de parâmetros de treinamento, como: números de repetições, séries, intervalos de descanso; é fundamental focar a análise também em cada repetição individualmente. Isso ficou evidente neste estudo, mas, ainda são necessárias investigações adicionais.

7.2.2 Crucifixo

Os estudos de RODRIGUES *et alii* (2003) e (2005) preocuparam-se em analisar a intensidade da ação muscular de PM e DA, por meio do valor RMS, no crucifixo horizontal e no crucifixo declinado com diferentes cargas externas. Entretanto, apesar da normalização do sinal ter sido efetuada, esses autores relataram seus dados numéricos em unidades arbitrárias. Isso, infelizmente, impede a comparação dos resultados obtidos pela presente investigação.

Assim, no presente estudo foram observados ao menos dois resultados, em que a atenção deve ser voltada na discussão. O primeiro, já esperado, diz respeito à significativa menor intensidade de ativação de tríceps braquial em relação à peitoral maior e deltóide, conforme exibem as FIGURAS 28 e 29. Como já mencionado no item 7.1.2, a participação deste músculo provavelmente esteve mais associada à extensão de cotovelos que os sujeitos fizeram para completar o final da fase ascendente. Esta estratégia, embora tenha sido constante ao longo da série não mostrou aumento significativo para execução de 10 RM. Isto é, enquanto os outros músculos (peitoral e deltóide) aumentaram significativamente a intensidade de ativação ao longo das 10 repetições, o tríceps braquial tendeu a manter seu nível de atividade. Este dado mostra que para completar o ciclo de movimento deste exercício, a estratégia de recrutamento neuromuscular dos voluntários valeu-se, predominantemente, dos músculos da articulação do ombro para efetuar a adução horizontal dos músculos da articulação dos cotovelos para efetuar a extensão. A grande experiência dos voluntários pode ter determinado tal tendência técnica. Esta afirmação, também é fundamentada por meio dos dados expostos, nas FIGURAS 30 e 31, e, principalmente, nas TABELAS 14 à 17. Nas TABELA 14 e 15, é evidente uma tendência de aumento da solicitação muscular ao longo da série para PM e DA. Já para TB há uma indeterminação da solicitação muscular ao longo das 10 RM. Considerando, portanto, que há associação entre o valor RMS e o comportamento de unidades motoras durante a contração muscular, não é possível afirmar categoricamente que houve uma tendência de aumento do recrutamento de UMs de TB entre o início, o meio e o final da série de 10RM. Já para os outros músculos investigados, o aumento do recrutamento de UMs ao longo da série foi observado.

Assim, nas TABELAS 14 à 17, é possível observar - embora não tão expressivo quanto o supino - incremento significativo do valor RMS para peitoral maior e porção acromial do deltóide durante a execução da série. Contudo, não foi possível detectar, nas TABELAS 16 e 17, um limite de esgotamento como efeito das repetições. Desse modo, o efeito das repetições no esgotamento da solicitação muscular parece ser dependente, não apenas do músculo, mas também do exercício.

Desse modo, reforça-se a necessidade de observar o comportamento de UMs em cada repetição quando se está manipulando o número destas, bem como o número de séries e intervalos de descanso. Conforme já afirmado anteriormente, análises repetição a repetição são elementos para futuras investigações que possam vir a fundamentar métodos de treinamento de força.

O segundo resultado importante a ser destacado diz respeito à expressiva intensidade de ativação exibida pelo DA e pelo PM. Não faz sentido, portanto, recomendar o crucifixo como um exercício que enfatiza PM e minimiza a ação de DA conforme, muitas vezes, propõe a literatura relacionada ao treinamento de força. Esses dados, são confirmados pelos estudos de RODRIGUES *et alii* (2003) e (2005), que observaram, para todas as cargas testadas no crucifixo, maior atividade da porção acromial do deltóide esquerdo em comparação com os outros músculos analisados (vide TABELA 3). Esta atividade de deltóide para RODRIGUES *et alii* (2003), pode refletir instabilidade na articulação do ombro durante a execução da fase ascendente do exercício. Embora essa maior atividade de deltóide também possa estar associada aos procedimentos de determinação da CIVM, o exato papel dessa maior contribuição de deltóide em relação aos outros músculos observada neste estudo requer investigações mais aprofundadas. De qualquer forma, os dados correntes concordam com a literatura, pois permitem afirmar que os músculos DA e PM cumprem função motora primária na execução do crucifixo (FERREIRA *et alii*, 2003), ao passo que o TB desempenha uma ação sinergista secundária. Todavia, estes autores não efetuaram uma análise mais profunda, a qual relaciona a duração da contração com os níveis de intensidade de ativação muscular no exercício para a classificação da função muscular. Relação esta, que se revelou fundamental para a obtenção de um quadro mais analítico do comportamento muscular durante o exercício.

Desse modo, nenhum outro estudo observou a relação da duração da contração muscular com os níveis de intensidade de ativação muscular no crucifixo. Assim, conforme apresentado na FIGURA 32 do item 6.2.2.1, observou-se neste estudo, grande tempo relativo de atividade acima de 0,5% CIVM para todos os músculos investigados ao longo de 10RM do crucifixo. De modo similar, a TABELA 18 relata que PM manteve-se 61,96% do tempo relativo do ciclo de movimento entre 20 e 100% da CIVM, DA manteve-se 60,76% do tempo relativo do ciclo de movimento para a mesma faixa e TB manteve-se apenas 20,07% nessa mesma relação de dados. Tais dados indicam que, no que diz respeito ao estímulo de tempo de permanência em atividade, o trabalho com 10RM parece estar adequado para PM e DA. Entretanto, destaca-se o significativo menor tempo de atividade de tríceps braquial em relação aos outros músculos. Este achado também é compatível com a FIGURA 16, que mostra predominância de participação do tríceps apenas no final do ciclo de movimento. Desse modo, ao contrário do supino, ficou evidenciado que esse exercício é capaz de poupar trabalho de extensores do cotovelo enquanto impõe estresse neural ao peitoral maior e a porção acromial do deltóide. Por meio dessa análise é possível afirmar que tanto quando avaliado o conjunto de repetições na série como repetição a repetição, o exercício crucifixo, pelo menos quando efetuado isoladamente a uma sessão de treinamento como foi o caso neste estudo, parece ser um bom estímulo para PM e DA no que tange à intensidade e também à duração da contração.

No que diz respeito às faixas de intensidade para 10RM do crucifixo, por conseguinte, observou-se predomínio significativo da faixa menos intensa para todos os músculos investigados (0,5 a 20% para PM, DA e TB). De modo oposto ao supino, ao aumentar o nível de análise para cada repetição não foi observada migração de faixas. Isto é, as faixas consideradas de intensidade alta (60 a 80%, 80 a 100%) não passaram a aumentar significativamente sua contribuição na execução de uma repetição à medida que se aproximava o final da série, enquanto as faixas menos intensas retrocediam. Além disso, da mesma forma como observado na análise de todas as repetições em conjunto, a faixa de “0,5 a 20%” predominou sobre as outras em todos os músculos em todas as repetições. A única exceção foi a décima repetição, na qual a faixa de “20 a 40%” para a porção acromial do deltóide

predominou durante a execução. Estes dados foram apresentados no item 6.2.2.1 nas TABELAS 20 a 23 e nas FIGURAS 36 a 38. Na TABELA 21, ao contrário do que foi visto nas TABELAS 16 e 17 foi possível detectar um limite de esgotamento da solicitação muscular de PM quase que imediato, já a partir da terceira repetição. Tal ponto ocorreu tanto na faixa de intensidade moderada (20 a 40%) quanto nas faixas de intensidades altas (60 a 80% e 80 a 100%). Para DA, na TABELA 22, as modificações foram menos organizadas de modo que não foi possível identificar um ponto de saturação pelo efeito das repetições neste grupo muscular. Na TABELA 23 para TB, após a primeira repetição, nenhuma outra modificação significativa ocorreu entre as repetições concordando com os dados apresentados nas TABELAS 14 e 15. Este conjunto de achados reforça as hipóteses de que o efeito do esgotamento e do cansaço muscular é dependente do exercício e que a primeira repetição tem fraco poder de extrapolação para caracterização de exercícios que serão aplicados sob a forma de repetições. Portanto, estudos que investiguem uma gama de exercícios, bem como o efeito de repetições e séries, são altamente relevantes para a formação de um corpo de conhecimento consistente acerca do treinamento de força.

7.2.3 Comparação entre os exercícios

Observou-se que 10RM tanto do supino quanto do crucifixo mobilizam os músculos peitoral maior e porção acromial do deltóide com intensidade superior a 50% da CIVM. Isto é, estes músculos receberam estímulo neural considerável quando o objetivo de um programa de treinamento tem como alvo estes dois grupamentos musculares. Entretanto, para o tríceps braquial, esta afirmação é verdadeira apenas para o supino. Pois, para o crucifixo a intensidade de ativação foi baixa, em torno de 20% CIVM. Desse modo, quando o objetivo é poupar o tríceps braquial e mobilizar os outros dois grupos musculares investigados no presente estudo, o crucifixo pode ser melhor estratégia que o supino.

Todavia, ainda deve-se considerar que o estímulo recebido pelos três músculos em questão foi significativamente maior no supino que no crucifixo. Ao menos quando considerada somente a fase ascendente do ciclo de movimento. Mas, mesmo ao considerar todo o ciclo, peitoral maior e tríceps permaneceram a receber significativa maior demanda de recrutamento tanto no que diz respeito ao maior valor

RMS, quanto no maior tempo relativo de atividade muscular (acima de 0,5%) ao longo de 10 repetições. Todos esses dados foram representados nas FIGURAS 39 a 41. Neste caso, se a intensidade, assim como o tempo de ativação, forem o foco principal de um programa de treinamento, o supino pode ser uma estratégia mais adequada que o crucifixo.

Conforme relatado nos itens 7.1.2 e 7.2.2, por RODRIGUES *et alii* (2003), novamente este dado mostra que o crucifixo pode gerar grande instabilidade na articulação do ombro por combinar abdução horizontal com rotação externa da glenoumeral. Este comportamento, já não foi observado no supino e a alta atividade de deltóide neste exercício pode ser explicada pelo movimento de flexão da articulação do ombro. No entanto, outras investigações ainda são necessárias para afirmações mais conclusivas acerca do comportamento das estruturas articulares do ombro, assim como das forças internas geradas nesta articulação durante a execução destes exercícios.

Na análise das faixas de intensidade é possível aprofundar ainda mais a discussão sobre as funções musculares nos dois exercícios. Na FIGURA 42, observa-se que, para peitoral maior, há predomínio significativo da solicitação de faixas de alta intensidade (60 a 80% e 80 a 100%) de ativação muscular quando estes exercícios são comparados durante a execução de 10RM. De modo contrário, para crucifixo, o predomínio de solicitação deste músculo, bem como para deltóide (FIGURA 43), se deu significativamente na faixa menos intensa (0,5 a 20%). Na FIGURA 44 para tríceps, por sua vez, a maior solicitação ocorreu no supino em todas as faixas, exceto, obviamente, na faixa menos intensa, a qual exibiu predomínio para o crucifixo. Esta relação de intensidade de mobilização dos grupos musculares deixa evidente a maior dependência dos músculos tríceps e peitoral maior para execução do supino em relação ao crucifixo. A diferença menos acentuada entre os exercícios em relação ao músculo deltóide reflete a alta demanda deste músculo nos dois exercícios, como já observado. A natureza da solicitação deste músculo em cada exercício, entretanto, carece de explicações na literatura e requer maiores investigações sistemáticas.

7.2.4 Comparação entre os protocolos experimentais

Os resultados mostraram que a utilização do método de pré-exaustão deve ser observada por diferentes níveis de análise. E afirmações sobre sua eficiência ou não devem ser cautelosas e não categóricas. Isto porque as diferentes maneiras, efetuadas nesse estudo, de observar o mesmo dado revelaram aspectos interessantes sobre esse método, os quais abrem perspectivas para futuras investigações que venham a somar informações capazes de permitir asserções mais conclusivas.

Em uma primeira instância, o efeito da pré-exaustão foi observado considerando o conjunto de repetições que os voluntários realizaram na série. Para tal análise, tanto somente a fase ascendente de cada repetição foi considerada como também o ciclo de movimento. Neste nível análise, o mesmo de AUGUSTSSON *et alii* (2003), a pré-exaustão pareceu não surtir qualquer efeito sobre os músculos peitoral e deltóide. No estudo do referido autor, também não foram observadas diferenças significativas com a utilização do método de pré-exaustão na ativação de glúteo máximo. Entretanto, seu estudo observou decréscimo significativo do valor RMS de reto femoral e vasto lateral durante a execução do *leg press* imediatamente após execução da cadeira extensora. O presente estudo não observou decréscimo significativo de intensidade de ativação para nenhum dos músculos investigados. Esta diferença pode ter várias explicações.

Primeiro, no estudo de AUGUSTSSON *et alii* (2003), o músculo vasto lateral demonstrou maior atividade EMG que aquela apresentada pelo músculo reto femoral durante o *leg press* tanto no protocolo de pré-exaustão como no protocolo sem pré-exaustão. Os autores sugerem que estes diferentes padrões de amplitude do sinal EMG podem representar a natureza biarticular do reto femoral, o qual age também no quadril. Desse modo, o músculo reto femoral diminui sua atividade no exercício em questão, já que é um flexor do quadril e não um extensor do mesmo. Este fato também é reforçado por ESCAMILLA, FLEISIG, ZHENG, NIGEL, BARRENTINE, WILK e ANDREWS (1998), os quais observaram maior tempo e intensidade de atividade de reto femoral durante a execução de exercícios de cadeia cinética aberta e maior tempo e intensidade de atividade de vastos lateral e medial na execução de exercícios de cadeia cinética fechada. Assim, a natureza diferente dos exercícios utilizada no estudo de AUGUSTSSON *et alii* (2003), que tende a recrutar diferentes

porções de um mesmo grupo muscular, pode interferir nas conclusões sobre a pré-exaustão propriamente dita. Na presente investigação, somente uma porção dos músculos peitoral maior, deltóide e tríceps foram analisadas e comparadas com elas mesmas entre os dois protocolos experimentais. Além disso, o comportamento dos músculos da porção superior do corpo pode ser diferente da inferior conforme sugerem SFORZO e TOUEY (1996).

Em segundo lugar, o estudo de AUGUSTSSON *et alii* (2003) não relata o tempo de transição entre um exercício e outro. Apesar de a literatura sugerir o termo imediatamente, sempre há um tempo necessário para a troca de exercício ou de máquina. Neste estudo, a média do tempo de troca de exercício foi $11,29 \pm 0,67$ segundos. Tempos maiores ou menores que este podem interferir nos resultados e precisam ser mais bem considerados.

Em terceiro lugar, AUGUSTSSON *et alii* (2003) sugerem que uma possível explicação para seus resultados é o que chamaram de substituição muscular. Isto é, o cansaço do músculo quadríceps pode ter ditado o grande uso de músculos sinergistas pouco ou não utilizados no primeiro exercício. Embora os seus resultados não tenham mostrado mudanças significativas na ativação de glúteo máximo como resultado da pré-exaustão, é possível que tenha havido diferenças na ativação de outros músculos extensores do quadril, tais como adutores, ou músculos flexores plantares, tais como os músculos gastrocnêmio e sóleo. Entretanto, os referidos autores não analisaram a atividade de tais músculos para afirmar isso. O presente estudo, todavia, pode complementar essa explicação por meio da análise do tríceps braquial. Ou seja, ficou evidenciado nos itens 6.1.2, 6.2.2 e 6.2.3 que o músculo tríceps braquial é pouco solicitado no exercício crucifixo, principalmente quando comparado com o supino. Ademais, as FIGURAS 45 e 46 mostram aumento significativo da solicitação de tríceps braquial quando o supino é executado de acordo com o método de pré-exaustão em comparação quando é executado isoladamente. Assim, é provável que, no supino em situação de pré-exaustão, os voluntários passaram a sobrecarregar e a depender mais do tríceps braquial, grupo muscular este, menor e pouco recrutado no exercício anterior (crucifixo) enquanto, concomitantemente, solicitaram no mesmo nível de intensidade os outros músculos, peitoral e deltóide, os quais já haviam sofrido efeito do cansaço pelo exercício

anterior. Tal fato deixou evidente, portanto, o maior esforço imposto ao aparelho locomotor pelo método de pré-exaustão, mesmo que não tenham sido encontradas mudanças significativas na intensidade de ativação de peitoral e deltóide. Estes achados remetem a outros dois fatores.

Primeiro, traz evidências de que o aparelho locomotor é capaz de desenvolver estratégias de comandos neuromusculares que transferem a condução de uma carga através de um maior ou menor recrutamento de unidades motoras entre os diferentes grupos musculares envolvidos no movimento de acordo com o nível de cansaço de cada um. Todavia, o cansaço e a fadiga não foram variáveis investigadas no presente trabalho e podem ser focos de futuros estudos. Ficou evidente, contudo, que o aparelho locomotor elaborou uma estratégia alternativa para tentar atingir o objetivo final da tarefa, cumprir as 10 RM do supino. Tal estratégia, por sua vez, foi aumentar a solicitação de grupos musculares mais íntegros, no caso o tríceps braquial. De acordo com esse achado, é possível afirmar também que o método de pré-exaustão pode ser eficiente apenas para impor maior estímulo neural sobre pequenos grupos acessórios na execução de um movimento e não sobre o grupo principal o qual se deseja. Este, entretanto, não é o objetivo da pré-exaustão conforme inicialmente concebida no contexto do treinamento de força. Para tanto, retoma-se aqui a proposta inicial deste método apresentada no item 3.1 deste trabalho. De acordo com essa proposta apresentada na literatura do treinamento no referido item, o elo débil para execução do supino é o tríceps braquial. Este ponto mais fraco ocorre porque este grupo muscular mais débil impede a promoção de maiores estímulos sobre o grupo muscular mais forte, o peitoral, visto que este depende do primeiro para conduzir a carga no mesmo exercício. Assim, o tríceps poderia ser poupado por meio do exercício crucifixo enquanto o peitoral seria estimulado. A posterior e imediata execução do supino seria capaz, portanto, de burlar esse elo mais fraco e ao mesmo tempo impor maior estímulo sobre o músculo peitoral, mais forte. Entretanto, o que se observou pelos resultados obtidos aqui foi a maior dependência do tríceps braquial para execução do supino em P1, ao passo que a intensidade de ativação do peitoral não obteve mudanças significativas em qualquer uma das duas condições experimentais. A eficiência do método de pré-exaustão, neste caso, ficou altamente sujeita a falhas.

O segundo fator remete a outro método de pré-exaustão descrito na literatura, o qual envolve o cansaço de músculos sinergistas ou estabilizadores preferencialmente aos motores primários agonistas antes de executar o exercício principal. Exemplos de tal aplicação já foram discutidos no item 3.1 por FAJARDO (1999) e SFORZO e TOUEY (1996). Estes autores sugerem que a pré-exaustão do tríceps braquial permite que a maior parte do trabalho para conduzir a carga recaia posteriormente sobre o peitoral na execução do supino. Da mesma forma, FLECK e KRAEMER (1997) sugerem a execução do exercício desenvolvimento antes da execução do supino. No presente estudo, todavia, o deltóide foi altamente solicitado no exercício crucifixo e o desempenho no supino em P1, considerando o número de repetições executadas, foi 32,5% menor que no supino em P2. Desse modo, estimular o cansaço de tríceps braquial antes da execução do supino poderia reduzir ainda mais este nível de desempenho sem que recaia carga sobre o peitoral ou deltóide. Estas argumentações, no entanto, carecem de evidências experimentais. Essa inter-relação entre diferentes grupos musculares, sugerida por TAN (1999), a qual é capaz de transferir a condução de uma carga através de um maior ou menor recrutamento de unidades motoras entre os diferentes grupos musculares envolvidos no movimento de acordo com o nível de cansaço de cada um pode sofrer interferências outras que não apenas a atividade muscular, por exemplo, cinemática do movimento e momentos articulares. Assim, estudos que investiguem estes comportamentos nas articulações da cintura escapular são necessários para que se tenha melhor compreensão dos efeitos da pré-exaustão.

Ao analisar cada repetição do supino em P1 a maior dependência do tríceps braquial apareceu novamente ao longo da série. Ou seja, de acordo com as FIGURAS 49 e 52 tanto para TB_Asc quanto para TB houve significativa maior solicitação desse músculo em P1 em relação a P2 da primeira a quinta repetições e da sétima a nona repetições. Para PM_Asc e PM, o nível de recrutamento tendeu a ser similar entre os dois protocolos conforme exhibe as FIGURAS 47 e 50 e reforçam a análise anterior que considerou o conjunto de repetições que os voluntários realizaram na série. Para DA_Asc e DA os resultados foram inconsistentes para as duas maneiras de cálculo do RMS. Tal fato pode ser explicado porque, maior atividade em P1 que em P2 foi registrada para esse músculo já na fase descendente

do movimento. Assim, esta atividade foi computada quando se considerou todo o ciclo de movimento e refletiu em maiores diferenças significativas para DA que para DA_Asc, a qual considerou somente a fase ascendente de cada repetição do supino em P1 e em P2. Este fato também é reforçado pela FIGURA 53 e a TABELA 24, as quais mostram que o tempo de atividade acima de 0,5% de deltóide em P1 foi significativamente maior que em P2.

Outro achado interessante acerca da pré-exaustão quando se considerou a análise em cada repetição foi que, enquanto para supino P2 diferenças significativas entre um mesmo músculo ao longo das repetições foram encontradas somente quando considerado o ciclo completo de movimento, isto é PM, DA e TB, mas não quando considerado somente a fase ascendente do movimento (PM_Asc, DA_Asc e TB_Asc), em supino P1, não houve diferença significativa entre um mesmo músculo ao longo das repetições da série em nenhum dos dois casos de tratamento dos dados. Este resultado trás, ao menos duas informações importantes. Primeiro, mostra evidências de que os músculos por começarem a série em P1 já estimulados anteriormente, iniciam esta em níveis de ativação mais altos que quando estão íntegros, como em P2. Esta discussão será reforçada adiante quando se considerar as faixas de intensidade. Segundo, destaca a importância da análise repetição a repetição para que se tenha um parecer mais consistente a respeito da eficácia do método de pré-exaustão. De modo que, a análise conjunta das repetições executadas em uma série ou de apenas um movimento de um exercício pode ser simplista.

No que diz respeito relação da duração da contração muscular com níveis de intensidade de ativação, a TABELA 24 e a FIGURA 53 apresentam significativo maior tempo de atividade (acima de 0,5%) para DA e TB em P1 em relação a P2. De acordo com esses resultados, os tempos relativos de atividade destes músculos poderiam dar suporte para eficiência do método de pré-exaustão. Entretanto, não é possível afirmar enfaticamente que os músculos DA e TB estiveram de fato, relativamente mais tempo ativos em P1 que em P2, uma vez que a velocidade angular do ombro em P1 foi significativamente mais lenta que em P2 na fase ascendente. Este resultado mostra a importância de se considerar todas as variáveis em estudo e as suas interdependências.

Na análise das faixas de intensidade novamente é possível encontrar evidências da efetividade do método de pré-exaustão no que tange a impor maior estresse neural, pelo menos em alguns músculos envolvidos em determinado movimento. Neste contexto, na FIGURA 57 novamente está exposto o reflexo da neutralidade de efeito que este método teve sobre o músculo PM. Ou seja, em nenhuma faixa foi observada diferença significativa entre os protocolos experimentais. Entretanto, para DA e TB a faixa menos intensa (0,5 a 20%) contribuiu significativamente mais durante o supino em P2, ao passo que a faixa “80 a 100%” contribuiu significativamente mais durante o supino em P1. Este resultado, inclusive quando feita análise repetição a repetição, aponta para maior contribuição de faixas menos intensas quando os sujeitos iniciavam com o exercício supino e maior contribuição de faixas mais intensas, já no início da série, quando estes já haviam imposto sobrecarga adicional anteriormente a execução do supino, ou seja, com pré-exaustão. Todavia, mesmo com esta evidência, a interpretação da possível efetividade do método de pré-exaustão deve ser cautelosa. Pois, neste achado pode estar atrelado o efeito do volume do treino. Isto é, pode ser efeito única e exclusivamente das repetições do crucifixo somadas ao do supino em P1, e não necessariamente relacionado à configuração do método de pré-exaustão. Tal hipótese necessita de maiores investigações que também manipulem estas variáveis de treinamento.

8 LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS DO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Após a realização do experimento, foram identificadas algumas restrições metodológicas nos procedimentos experimentais. Logo, estas limitações devem ser descritas, a fim de evitar que as imprecisões do estudo possam ser incorretamente interpretadas como reais expressões do fenômeno em questão. As mais importantes restrições metodológicas foram identificadas em:

8.1 Seleção da amostra

O tempo médio (em anos) de treinamento dos sujeitos analisados contou com um grande desvio padrão ($8,81 \pm 4,26$ anos).

8.2 Aquisição e tratamento dos dados

O sistema *Peak Motus* para aquisição e tratamento de dados cinemáticos possui frequência de aquisição de 60Hz. Embora, os movimentos analisados tenham sido lentos, essa taxa de amostragem ainda é muito baixa ao se considerar o fenômeno movimento humano. Além disso, a aquisição do sistema EMG foi realizada com taxa de amostragem igual a 1KHz. Essa discrepância na frequência de aquisição tem interferência na posterior interpolação dos dados.

No que diz respeito ao tratamento dos dados, considerou-se a atividade muscular quando a intensidade desta atingisse 0,5% da CIVM. Essa referência foi arbitrária e se deu pela carência de referenciais precisos para identificação EMG do início de ação muscular.

8.3 Protocolo experimental

Conforme relatado no item 3.4.1, a atividade muscular é diretamente dependente da velocidade de execução do movimento. Entretanto, não foi possível controlar essa velocidade neste estudo, porque o desenho experimental exigiu máximo desempenho ao longo da série. Dessa forma, a velocidade das primeiras repetições foi nitidamente mais rápida do que as últimas. Assim, caso houvesse a exigência de controlar a velocidade de execução habitual do sujeito, o desempenho seria reduzido. Conseqüentemente, na comparação entre os protocolos experimentais, quando o supino foi executado utilizando-se o método de pré-exaustão, tal procedimento resultou em velocidades angulares significativamente mais lentas da articulação do ombro - exceto na comparação entre as fases descendentes. Além disso, tanto para o crucifixo quanto para o supino houve diferença significativa entre as velocidades das fases ascendentes e descendentes.

De modo semelhante, a amplitude de movimento pode ser determinada precisamente somente após a digitalização dos dados cinemáticos. Ou seja, somente na fase de tratamento de dados e não durante a aquisição.

O efeito isolado do volume durante a execução de supino P1 também não foi controlado. Desse modo, os efeitos observados pelo método de pré-exaustão neste exercício podem ser meramente decorrentes da execução de exercício prévio, o qual poderia ser, por exemplo, uma primeira série de supino. Entretanto, a validade externa nesse estudo foi preferida à interna. Neste caso, apesar da ciência desse fator limitante, a presente investigação decidiu reproduzir o método de pré-exaustão como é comumente recomendado pela literatura não especializada.

9 CONCLUSÕES

A análise do padrão temporal de atividade muscular para o supino sugere que PM e DA parecem ter maior contribuição para execução de todo o ciclo de movimento, ao passo que TB tem maior participação nos instantes finais da fase ascendente. Para o crucifixo, PM e DA exibiram comportamento muito próximo ao supino, permanecendo ativos durante a maior parte do ciclo de movimento. Entretanto, TB permaneceu com baixa atividade exibindo pico somente no final da fase ascendente. Estes dados são reforçados pela análise das intensidades da ativação muscular em ambos os exercícios, uma vez que 10RM tanto do supino quanto do crucifixo mobilizaram os músculos peitoral maior e a porção acromial do deltóide com intensidade superior a 50% da CIVM. Os dados justificam a inclusão dos dois exercícios como básicos para o desenvolvimento da aptidão física em programas de treinamento, tanto em PM quanto em DA. Entretanto, ressalta-se que se o objetivo for impor maior estímulo sobre o TB, o supino pode ser mais indicado, ao passo que o crucifixo pode ser útil em situações em que se quer poupar o TB de significativo trabalho.

Na análise da relação da duração da contração com intensidade da atividade muscular, seja no conjunto de 10 RM, seja repetição a repetição, os dados indicaram que, acerca do estímulo de tempo de permanência em atividade e intensidade, o trabalho com 10RM de supino parece impor estímulo de alta intensidade para todos os músculos analisados. Para o crucifixo, no que diz respeito ao estímulo de tempo de permanência em atividade e intensidade, o trabalho com 10RM parece estar adequado para PM e DA. Além disso, esta análise reforça as hipóteses de que o

efeito do esgotamento e do cansaço muscular é dependente tanto do exercício quanto dos músculos investigados e que a primeira repetição tem fraco poder de extrapolação para caracterização de exercícios que serão aplicados sob a forma de repetições - afinal, um limite de esgotamento pode não ser detectado nesta condição

Na comparação entre os protocolos experimentais os achados trouxeram evidências de que o aparelho locomotor é capaz de desenvolver estratégias alternativas para tentar atingir o objetivo final da tarefa, cumprir as 10 RM do supino. Tal estratégia, por sua vez, foi aumentar a solicitação de grupos musculares menores e mais íntegros, no caso o tríceps braquial. Desse modo, é possível que os músculos, por começarem a série de pré-exaustão já estimulados anteriormente, iniciaram esta em níveis de ativação mais altos do que quando estavam íntegros. Estes dados foram reforçados quando se considerou a análise repetição à repetição. Nesta não houve aumento significativo na intensidade de ativação de um mesmo músculo, ao longo da série de supino durante a pré-exaustão, como houve na condição sem pré-exaustão. Da mesma forma, nenhuma das faixas de intensidade, de nenhum músculo, mostrou migração significativa entre quaisquer umas das repetições. E, além disso, as faixas de ativação de alta intensidade (60 a 80% e 80 a 100%) tiveram, para todos os músculos, um papel importante já no início da série de supino em pré-exaustão, ao passo que, em supino sem pré-exaustão esse aumento de recrutamento pode ter ocorrido gradualmente ao longo das repetições. Dessa maneira, mesmo os voluntários tendo executado um número menor de repetições no protocolo de pré-exaustão, o estímulo imposto aos grupos musculares envolvidos pode ter sido relativamente igual ou superior. Análises cujo objeto de estudo centraliza-se nisto, devem ser conduzidas no futuro para conclusões mais seguras acerca da eficácia do método de pré-exaustão.

Por conseguinte, a análise repetição à repetição dos exercícios, bem como a divisão por faixas de intensidade podem ser esclarecedoras para somar informações capazes de permitir afirmações mais conclusivas sobre a eficiência do método de pré-exaustão - não apenas para a porção superior do corpo, mas também para a inferior. O efeito isolado do volume do treino, por exemplo, é uma variável interveniente (que não foi controlada no estudo). Esta variável pode ter determinado a maior ativação de tríceps braquial, bem como de deltóide durante o supino em P1.

Dessa maneira, outros trabalhos, cujo objeto de estudo esteja centrado na problemática do método de pré-exaustão, devem considerar o controle desse efeito por meio da manipulação do desenho experimental. Outras variáveis tais como, número de repetições, séries, intervalos de descanso e tipo de exercício também devem ser considerados. Futuras pesquisas nessa área também precisam ter como foco o efeito da outra estratégia de utilização da pré-exaustão, a qual envolve a fadiga de músculos sinergistas ou estabilizadores anteriormente aos motores primários agonistas. Tais investigações também são importantes se associadas a análises outras que não apenas a solicitação muscular, por exemplo, momentos articulares.

Em adição às faixas de intensidade, a análise do tempo de atividade muscular também apontou um aspecto importante ao revelar que todos os músculos investigados estiveram ativos em mais de 90% do tempo total para execução de 10 repetições dos exercícios estudados e também de toda a série de pré-exaustão. Desse modo, para melhor compreensão dos efeitos do treinamento de força, atualmente, não apenas a intensidade relativa de ativação muscular deve ser considerada, mas também o tempo relativo de atividade muscular no exercício.

Tal fato destaca a importância do papel da análise eletromiográfica na fundamentação de métodos de treinamento e, em particular, do método de pré-exaustão no treinamento de força. Visto que, esta área de investigação da biomecânica é o único meio confiável de se determinar a ação muscular no movimento humano.