



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

“EFEITO AGUDO DA LIBERTAÇÃO MIOFASCIAL NA ATIVAÇÃO MUSCULAR DO MOVIMENTO DE SNATCH/ARRANCO”

THAMYRES MOURÃO CAVALCANTE

Coimbra, 28 de fevereiro de 2023

**Mestrado em Fisioterapia - Especialização de Avaliação e Aplicação
Clínica do Movimento**



Dissertação de Mestrado

“EFEITO AGUDO DA LIBERTAÇÃO MIOFASCIAL NA ATIVAÇÃO MUSCULAR DO MOVIMENTO DE SNATCH/ARRANCO”

Estudante: Thamyres Mourão Cavalcante

Orientador: Maria António Castro

Coimbra, fevereiro de 2023

“Não acredite em derrotas. Lembre-se de que, pela bênção de Deus, você está agora em seu melhor tempo...o tempo de Hoje, no qual você pode sorrir e recomeçar.”

Chico Xavier

Agradecimentos:

Agradeço primeiramente a Deus pela bênção da saúde física e mental, e pelo privilégio de uma condição socioeconômica que me permitiu novas conquistas.

Meus sinceros agradecimentos à Professora e Orientadora Doutora Maria António Castro pelo incentivo, paciência e compreensão durante os momentos entre síndrome de *Burnout* e crises de ansiedade, que interromperam-me o desenvolvimento da Tese.

Agradeço ao coordenador do Curso de Mestrado em Fisioterapia Professor Doutor Luis Cavalheiro, pela constante assistência e disponibilidade em auxiliar-me neste processo.

Agradeço aos desportistas praticantes de Crossfit ou Halterofilismo que participaram desta pesquisa.

Agradeço ao treinador e responsável pela Associação Acadêmica de Halterofilismo de Coimbra Alexandre Brás, pela atenção e colaboração dispensada nesta pesquisa, permitindo-me interferir na rotina de treino dos atletas.

Agradeço a minha querida e amorosa amiga e colega Fisioterapeuta Martha Sheyla, a qual inspirou-me e encorajou-me a dar este passo tão importante na minha carreira profissional.

Agradeço ao meu querido namorado Tiago Justo pelo apoio, companheirismo, paciência, palavras de incentivo e toda a assistência dispensada durante o Mestrado.

Agradeço principalmente a minha amada e companheira família. Minha batalhadora e dedicada mãe Ana Geovanda, e as minhas irmãs Kamyille Mourão e Irvylle Mourão pelo apoio e incentivo, lembrando-me diariamente que eu nunca estaria desamparada e dando-me forças para

continuar. Vocês são o exemplo do ser humano que estou a construir.

Agradeço aos amigos que fiz durante o Mestrado, em especial a Aleida Raquel, Jeane Vigna e Joana Boa-alma pelo apoio mútuo, amizade e confiança construída durante os momentos difíceis.

Agradeço aos professores do curso de Mestrado em Fisioterapia da ESTeS Coimbra pela receptividade e partilha de experiências. Todos contribuíram ricamente para o meu crescimento pessoal e profissional.

Meu sincero, Obrigada!

RESUMO

Introdução: Inventada por Barnes & Barnes, (1997), a *Myofascial Release* (MFR) ou Libertação Miofascial é uma terapia que promove força mecânica direta sobre os tecidos moles com o intuito de manipular o sistema miofascial, diminuir a tensão muscular que envolve a articulação, promover alongamento da fáscia restrita e influenciar o equilíbrio da relação mobilidade/estabilidade musculoesquelética (X. Chen et al., 2020; Macdonald, 2013). O *Snatch* é caracterizado pelo levantamento da barra do chão para a posição dos braços esticados acima da cabeça através de um movimento único (S. K. Chen et al., 2013; Hadi, 2012). **Objetivo:** Avaliar a atividade mioelétrica aguda dos músculos agonistas do movimento de *snatch*/Arranco através da Eletromiografia de superfície (EMG) antes e logo após a aplicação da MFR manual em seus antagonistas a partir da segunda puxada. **Materiais e Métodos:** Foi realizado um estudo do tipo quantitativo experimental, aleatorizado e controlado, que incluiu 30 atletas (n=30) amadores e/ou profissionais praticantes de Crossfit e/ou Halterofilismo, de ambos os gêneros e prática de pelo menos 1 ano. A coleta de dados foi realizada através de EMG no membro superior do lado dominante, com carga de 80% 1-RM antes e após (T1 e T2) a MFR para o grupo experimental e de *effleurage* superficial no grupo controlo, coletadas em 3 repetições com intervalo de 30 seg entre elas. Os dados foram analisados pelo software SPSS e apresentados em percentual da máxima contração voluntária (%MVC). Foram utilizados os testes de Wilcoxon para medidas não-paramétricas e U de Mann-Whitney para a comparação entre grupos. **Resultados:** Não foram encontradas diferenças significativas entre grupos. Apenas o Trapézio Superior obteve diferença significativa ($p < 0,03$) para aumento do %MVC na diferença T2-T1. **Conclusão:** As duas técnicas de massagem despertaram aumento do esforço muscular da musculatura agonista ao movimento de *snatch*.

PALAVRAS-CHAVES: Eletromiografia; levantamento de peso; libertação miofascial..

ABSTRACT

Introduction: Invented by Barnes & Barnes, (1997), Myofascial Release (MFR) is a therapy that promotes direct mechanical force on soft tissues in order to manipulate the myofascial system, promote stretching of the restricted fascia and restore the ideal length of the tissues. Thus, it is possible to reduce the muscle tension surrounding the joint, also analgesia and balance the musculoskeletal mobility/stability relationship (X. Chen et al., 2020; Macdonald, 2013). The snatch is characterized by lifting the barbell from the floor to a position with the arms extended above the head through a single, continuous movement (S. K. Chen et al., 2013; Hadi, 2012). **Goal:** The present study aims to evaluate the acute myoelectric activity of the muscles that perform the snatch/start movement through Surface Electromyography (EMG) before and immediately after applying manual MFR on the antagonist musculature from the second pull-up. **Materials and Methods:** the method used was quantitative experimental, randomized and controlled. Thirty athletes (n=30) were included, amateurs and/or professionals of the Crossfit and/or Weightlifting modalities, both genders, and practice time in these modalities of at least 1 year. The data collection was done through EMG in the upper limb of the dominant side, with a load of 80% 1-RM before and after (T1 and T2) the MFR for the experimental group and the superficial effleurage technique for the control group, collected in 3 repetitions in each task, with an interval of 30 seconds between them. The SPSS software analyzed the data, and the results were obtained in percentage relative to the maximum voluntary contraction (% MVC). The Wilcoxon test was used for non-parametric measures, and the Mann-Whitney U test for comparison between groups. **Results:** The results indicated no significant differences in the characterization of the sample. Only the upper trapezius obtained a significant difference ($p < 0.03$) in the T2-T1 difference. **Conclusion:** Therefore, it was concluded that the two massage techniques performed elicited increased muscular effort in the agonist muscles of the snatch movement.

Keywords: Electromyography; weightlifting; myofascial release.

Índice

RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
Índice de Figuras	x
Índice de Tabelas.....	xi
Índice de Apêndices	xii
Lista de Abreviaturas.....	xiii
<i>Secção I</i>	15
1. Enquadramento do Estudo	16
1.1 Objetivos do estudo	17
1.1.1 Objetivo Geral	17
1.1.2 Objetivos específicos	18
1.2 Estrutura do trabalho	18
<i>Secção II</i>	20
2. Revisão da Literatura.....	21
2.1 A Modalidade de Halterofilismo	21
2.2 Prevalência de lesões no Halterofilismo	22
2.3 Técnica de <i>Snacth</i>	24
2.3.1. Biomecânica do Movimento	24
2.3.2 Ação Muscular na Técnica de <i>Snatch</i>	27
2.4 <i>Myofascial Release</i> (MFR) ou Libertação Miofascial	28
3.4.1 Fásia e Manipulação Fascial	28
2.5 Efeitos da Libertação Miofascial	32
2.5.1 Sobre a Flexibilidade e a ADM	32
2.5.2 Sobre Força Muscular	35
2.6 Aplicabilidade da Libertação Miofascial	37
<i>Secção III</i>	40
3. Materiais e Métodos	41
3.1 Tipo de Estudo:	41
3.2 População em Estudo:	41
3.3 Caracterização da Amostra:	41
3.4 Critérios de Inclusão e exclusão:	42
3.5 Variáveis em Estudo:	42
3.5.1 Variáveis dependentes:	42
3.5.2 Variáveis independentes:	42
3.6 Materiais e Instrumentos utilizados:	42

3.7	Procedimentos de Recolha	43
3.7.1	Procedimento Experimental	43
3.7.2	Procedimento de Recolha de dados:	44
3.8	Protocolo de Recolha	46
3.8.1	Teste de 80%RM	46
3.8.2	Aplicação dos Eléctrodos	46
3.8.3	Recolha da MVC	47
3.8.4	Leitura Eletromiográfica	48
3.9	Conduas Terapêuticas Utilizadas	49
3.9.1	Grupo Experimental:	49
3.9.2	Grupo Controlo:	50
3.10	Processamento dos Dados	50
3.11	Análise Estatística	50
4	Apresentação de Resultados.....	53
	<i>Secção V</i>	60
5	Discussão.....	61
	<i>Secção VI</i>	70
6	Conclusão	71
	<i>Secção VII</i>	72
7	Bibliografia	73
	<i>Secção VIII</i>	78
8	Anexos.....	79
8.7	Apêndice 1 - Consentimento Informado Livre e Esclarecido	79
8.8	Apêndice 2 - Carta de Informação aos Sujeitos	80
8.9	Apêndice 3 – Sequência de Aplicação	81

Índice de Figuras

Figura 1- Execução técnica dos movimentos do Halterofilismo	22
Figura 2- Momento capturado durante erro de execução no movimento de Snatch	23
Figura 3- Fases do movimento de snatch	25
Figura 4- Levantamento da barra na segunda puxada e entrada do levantador	26
Figura 6- Fase de captura e recuperação	27
Figura 7 Adesão facial nos músculos - https://www.terapiafascial.es/que-es-la-fascia/	29
Figura 8- Trilhos Anatômicos Fasciais	30
Figura 9- Exemplos de Técnicas de Libertação Miofascial	31
Figura 10- (A) Matriz saudável x (B) Matriz descontínua e espessada	37
Figura 11 -Tipos de aplicações de forças executadas pela massagem sobre os tecidos	38
Figura 12- Instrumentos utilizados para a SMFR	39
Figura 13- Aparelho de EMG PLUX®	42
Figura 14- Programa de leitura da EMG OpenSignals Plux	43
Figura 15- Secção de familiarização e simulação da EMG	44
Figura 16- Sequência cronológica da execução prática de toda a pesquisa	45
Figura 17- Sequência do movimento de Hi-Hang Power Snatch	46
Figura 18- Posição dos elétrodos em cada músculo	47
Figura 19 - Posição do teste para a recolha da MVC	48
Figura 20- Captura eletromiográfica nos momentos de contração muscular em T1 ou T2	49
Figura 21- Aplicação prática da MFR neste estudo	50
Figura 22- Caracterização por gênero	53
Figura 23- Percentual de participantes da amostra por grupo	54
Figura 24- Prevalência do lado dominante para a aplicação dos elétrodos	55
Figura 25- Médias de todos os dados de caracterização da amostra por gênero	55

Índice de Tabelas

Tabela 1- Literatura científica relativamente a atuação da MFR sobre a ADM	33
Tabela 2 Efeitos da MFR sobre a força muscular.	36
Tabela 3- Teste de significância entre as variáveis de caracterização da amostra	53
Tabela 4- Dados estatísticos de toda a amostra	54
Tabela 5- Médias das variáveis de caracterização da amostra por grupo	56
Tabela 6- Valores máximos normalizados de T1 e T2 em %MVC por grupo...	57
Tabela 7- Comparação das médias dos máximos de T1 e T2 entre os grupos para cada músculo	57
Tabela 8- Valores das diferenças T2-T1 dos valores médios em %MVC por grupo	57
Tabela 9- Comparação do resultados das diferenças entre as Máximas obtidas em T1 e T2 entre grupos, evidenciando o aumento ou a diminuição dos valores	58
Tabela 10 - Comparação das médias e máximas de T1 e T2 entre os grupos para cada músculo	59
Tabela 11- Teste de significância das diferenças de valores máximos mínimo e médios de intensidade mioelétrica em ambos os momentos de avaliação T2-T1 para toda a amostra	58
Tabela 12- Correlação da intensidade mioelétrica máxima em %MVC em T2 e as variáveis de idade, anos de prática e carga teste.....	59

Índice de Apêndices

Apêndice 1- Consentimento Informado Livre e Esclarecido	80
Apêndice 2- Carta de informação aos Sujeitos	80
Apêndice 3- Sequência de aplicação	82

Lista de Abreviaturas

MFR - Myofascial Release

SMR – Self-Myofascial Release

IASTM - Instrument-assisted soft tissue mobilization

ADM - Amplitude de Movimento

EMG – Eletromiografia

MVC - Máxima Contração Voluntária

%MVC – Percentual da Máxima Contração Voluntária

LPO - Levantamento de Peso Olímpico

T1 – Primeiro Teste Eletromiográfico

T2 - Segundo Teste Eletromiográfico

(T2 - T1) – Diferença entre os Testes Eletromiográficos

MAX – Máximo

Min – Mínimo

Méd – Média

DP – Desvio Padrão

IQR - Intervalo Interquartil

p - p-value

VO₂máx – Volume de Oxigênio Máximo

RM - Repetição Máxima

% - Porcentagem

n= - Número de Participantes

S1 - Sujeito 1

SS – Alongamento Estático

DS – Alongamento Dinâmico

PNF – Proprioceptive Neuromuscular Facilitation

♂ - Género Masculino

♀ - Género Feminino

Kg – Quilograma(s)

m – Metro(s)

IMC - Índice de massa corporal

kg/m² – Quilograma por metro quadrado

° - Grau(s)

Hz – Hertz

ms – Mísegundos

mm – Milímetros

s – Segundos

W - Watt

Secção I

Introdução

1. Enquadramento do Estudo

Trata-se como *Myofascial Release* (MFR) ou Libertação Miofascial, a terapia de força mecânica direta sobre os tecidos moles, capaz de atuar sobre a fáscia e manipular do complexo miofascial. Pode ser executada através diferentes manobras, com a mesma finalidade: atuar sobre as adesões fibróticas observadas entre as camadas do tecido fascial e diminuir a barreiras restritivas aos movimentos funcionais (Barnes & Barnes, 1997).

Segundo Stanek et al., (2018), a MFR é capaz de promover melhorias à mobilidade articular e à flexibilidade muscular e tendínea, sem interferir na força de torque muscular gerada durante uma atividade. Essa técnica vem-se aprimorado continuamente, sendo atualmente utilizada por profissionais do desporto como, Fisioterapeutas que a utilizam como um recurso da reabilitação e da prevenção de lesões e por treinadores desportivos e atletas, como um método de promoção de aquecimento pré-sessão de treinamento desportivo, ou como uma possibilidade de relaxamento pós-treino ou pós-competição (Macdonald, 2013; Stanek et al., 2018).

A fáscia sofre uma adaptação tecidual em resposta ao stress mecânico durante longos períodos impostos sobre ela e reorganizando-se ao longo de linhas de tensão. A presença de disfunções fasciais são capazes de interferir sobre a integridade articular e gerar comprometimento funcional dos movimentos executados por uma determinada articulação (Pérez et al., 2017; Piper et al., 2016; Smythe, 2014). As disfunções dos tecidos moles são bastante comuns e negligenciadas pelos atletas e treinadores, e desenvolvem um comprometimento funcional importante, superior ao que se aparenta, como quando o atleta de alto nível desiste de participar de uma competição importante por sentir dor, claudica na linha de chegada ou erra um movimento técnico durante uma competição olímpica pela presença de dor ou incapacidade atingir amplitudes articulares máximas (Schleip & Müller, 2013).

Desportos como o Halterofilismo, exigem do atleta não só uma demasiada força muscular para levantar a barra acima da cabeça (S. K. Chen et al., 2013), mas também um enorme desempenho multifatorial de técnica, potência, explosão e altos níveis de mobilidade e flexibilidade, que

precisam atuar sincronicamente e estarem bastante refinados para transformarem força energética em força mecânica transmitida à barra num sistema muito funcional e livre de restrições faciais (Chavda, 2020; S. K. Chen et al., 2013; Hadi, 2012).

Segundo a Federação Internacional de Halterofilismo (IWF) (International Weightlifting Federation, 2014), para realizar um único movimento neste desporto, é necessária a utilização de todos os músculos corporais e uma flexibilidade generalizada para alcançar um levantamento ideal e sem correr risco de lesões. Defendem ainda que técnicas de massagens devem ser adotadas como parte de uma conduta preventiva de lesões, uma vez que acrescentam vantagem extra para ajudar a desfazer contraturas musculares que restringem o movimento adequado.

Entretanto, há pouca evidência científica apoiando a MFR em Halterofilistas, principalmente relacionada ao desempenho atlético dos membros superiores, e menos estudos ainda sobre MFR atuando sobre a amplitude de movimento (ADM) ou flexibilidade dos antagonistas ou seus efeitos sobre o desempenho atlético e muscular, estimulando então a presente pesquisa.

1.1 Objetivos do estudo

1.1.1 Objetivo Geral

O presente estudo teve como objetivo principal, avaliar a atividade mioelétrica aguda dos músculos Trapézio Superior, Deltoide Médio, Infraespinhoso e Bíceps Braquial através do recurso da Eletromiografia de superfície (EMG) antes e logo após a aplicação da MFR manual direta, passiva e ativo-assistida, sobre a musculatura antagonista ao movimento de *snatch*/Arranco (Peitoral Maior, Serrátil Anterior, Redondo Maior, Latíssimo do Dorso e Tríceps Braquial) a partir da segunda puxada.

Neste estudo, o termo “agudo” refere-se ao período imediatamente após o procedimento. Foi hipotetizado que a MFR seria capaz de promover diminuição na resistência imposta pelos músculos antagonistas aos movimentos de flexão, abdução, abdução horizontal e rotação externa, movimentos realizados para a execução do *snatch* a partir da

segunda puxada, resultando assim, na diminuição da necessidade de maior recrutamento dos músculos agonistas para a mesma tarefa, uma vez que aumentaria a ADM e o relaxamento muscular destes, diminuindo o pico médio e máximo de força em %MVC observados através da EMG.

1.1.2 Objetivos específicos

- Analisar as repercussões da MFR sobre a força de cada músculo através do recurso da EMG nesse movimento;
- Incentivar estratégias de recuperação desportiva que incluam a MFR pelo Fisioterapeuta, mostrando que pode ser introduzida na rotina dos atletas que realizam atividades musculares intensas como parte do aquecimento contribuir para tornar a atuação do Fisioterapeuta mais frequente enquanto estratégia preventiva;
- Demonstrar que a MFR é eficaz na diminuição da quantidade de esforço realizado na tarefa, quando aplicada aos músculos que a opção;
- Identificar correlações entre a resposta EMG após a MFR, e as variáveis de caracterização da amostra.

1.2 Estrutura do trabalho

A presente dissertação apresenta-se organizada em VIII secções, onde a primeira, Secção I expõe o enquadramento do tema e os objetivos do estudo, apresentando também a justificativa e pertinência do estudo. A Secção II apresenta a revisão da literatura, subdividida em 7 partes que exploram o tema em questão: a primeira descreve o Halterofilismo; a segunda faz uma abordagem epidemiológica sobre a prevalência de lesões nesse desporto e as regiões anatómicas mais acometidas; a terceira especifica o movimento analisado nesse estudo; a quarta faz um apanhado sobre a Fásia e sua influência sobre os movimentos; a quinta aborda as formas de aplicação da MFR e seu efeitos no organismo; e a sexta e sétima apresentam estudos de MFR sobre a ADM, flexibilidade e a força muscular de diferentes aplicações e diferentes músculos, em diversos desportos.

A Secção III descreve a metodologia desenvolvida no presente estudo, apresentando o tipo de estudo, a amostra, a instrumentação utilizada e a descrição detalhada dos procedimentos e recolha de dados. A Secção IV apresenta os resultados do estudo, os quais são analisados e discutidos na Sessão V de acordo com os objetivos traçados inicialmente e comparados a estudos anteriores, sendo então apresentadas as conclusões na Sessão VI, úteis para a prática clínica na fisioterapia ou para futuras pesquisas neste âmbito. A Secção VII apresenta toda a referência bibliográfica utilizada nesta dissertação e a Secção VIII, finaliza o documento com os anexos e apêndices.

Secção II

Revisão da Literatura

2. Revisão da Literatura

2.1 A Modalidade de Halterofilismo

O Halterofilismo ou Levantamento de Peso Olímpico (LPO) é um desporto incluído nas olimpíadas desde 1896 (HO, 2014), sendo o termo “levantamento de peso olímpico” reservado apenas para os competidores dos jogos olímpicos (Chiu & Schilling, 2005).

O sucesso do levantamento é determinado pela maior quantidade de carga levantada para cima da cabeça em 3 tentativas válidas, as quais são somadas para criar o total (Chavda, 2020). São realizados dois eventos de levantamentos chave: o *snatch* ou arranco, realizado através de um singular movimento de levantar a barra direto para cima da cabeça, e o *clean and jerk* ou arremesso, realizado através de um movimento composto por dois momentos, onde a barra é primeiramente levantada até os ombros e depois é deslocada para acima da cabeça (Chiu & Schilling, 2005; HO, 2014).

A posição das mãos adotada pelo levantador para segurar a barra, é o que determina o tipo de levantamento que será realizado, caracterizado pelo comprimento de abertura dos braços (Chavda, 2020). O *snatch* é descrito na literatura como um evento mais técnico e veloz, enquanto o *clean and jerk* requer maior força bruta (Chiu & Schilling, 2005) (Figura 1).

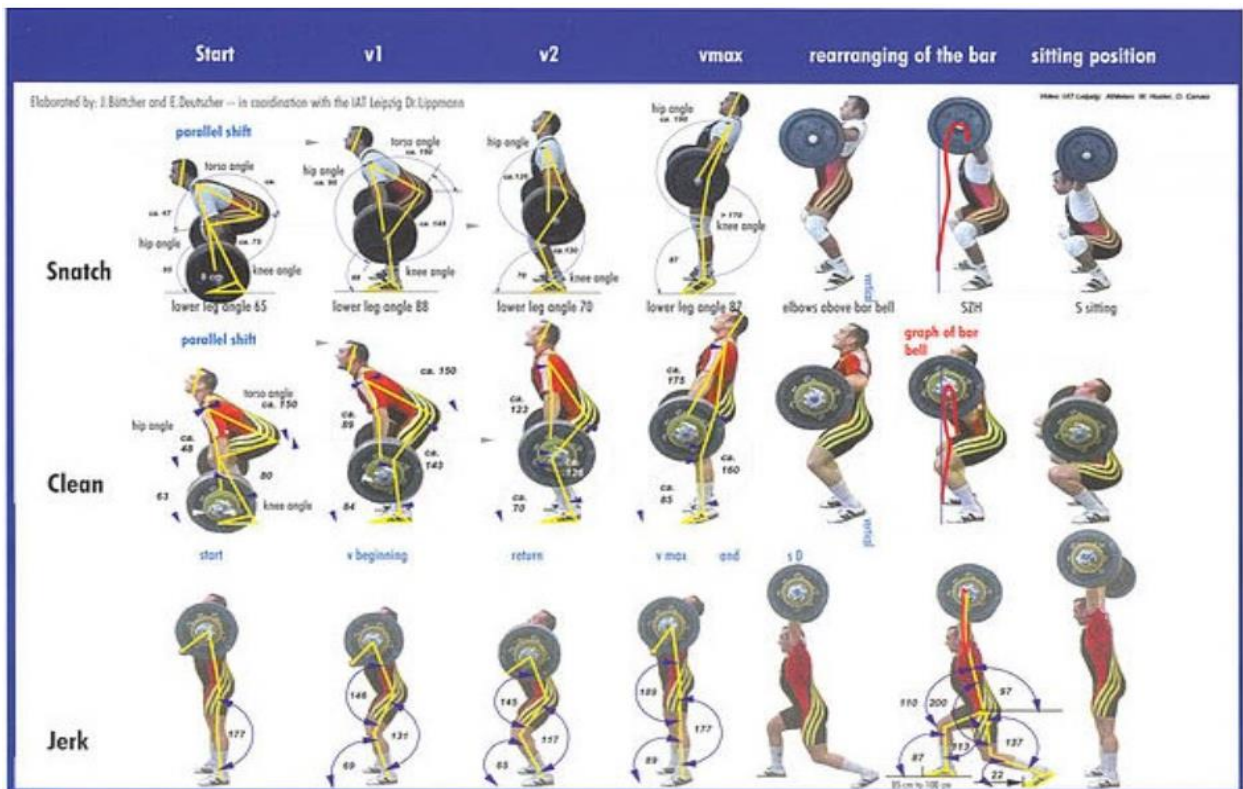


Figura 1- Execução técnica dos movimentos do Halterofilismo (<https://www.halterofilismo.net/sobre-fhp/a-import%C3%A2ncia-do-halterofilismo-no-treino-de-for%C3%A7a>, s.d.)

No levantamento de peso, a força muscular é medida em termos de 1-Repetição Máxima (1-RM), que representa o peso máximo que pode ser levantado por um indivíduo durante um esforço máximo (Faiz et al., 2017). Essa modalidade exige muito mais que força máxima, mas principalmente a combinação da excelência técnica e adaptação fisiológica (Chiu & Schilling, 2005), que fazem com que o levantador tenha a capacidade de mover veloz e efetivamente a barra do chão para cima da cabeça ou para os ombros, através de um sistema complexo e totalmente aperfeiçoado de sincronidade técnica, postura e força máxima, transferindo movimento do corpo para a barra (Chavda, 2020; S. K. Chen et al., 2013; Hadi, 2012)

2.2 Prevalência de lesões no Halterofilismo

O sucesso desse desporto é dependente não só da excelência técnica, mas principalmente da adaptabilidade fisiológica das estruturas moles ao excesso de carga e de movimento recebidos, por esse motivo, as lesões podem estar relacionadas há alterações no sistema que

coordena e sincroniza a transferência de força e promovem mudanças no padrão biomecânico articular (S. K. Chen et al., 2013; Chiu & Schilling, 2005).

O levantador está constantemente exposto a grandes esforços, e uma vez que o seu objetivo é levantar o máximo de carga em cada levantamento, tornar o halterofilismo numa modalidade de elevado risco de lesões. As lesões mais evidenciadas na literatura estão relacionadas ao equilíbrio, coordenação motora, força e flexibilidade (Aasa et al., 2017). Entretanto, não há evidências concretas de que o treinamento de levantamento de peso cause lesões excessivas ou condicionantes (Chiu & Schilling, 2005).

As regiões anatómicas de maior incidência de lesões são a zona lombar, os joelhos e os ombros, contabilizando 85%, 80% e 93% de prevalência respetivamente, e estão relacionadas principalmente a roturas de ligamentos ou inflamações de tendões (Aasa et al., 2017).

Pascoal, D B. et al, (2019) explicam que a prática desportiva que se utiliza da execução de movimentos complexos e constantemente variados de alta intensidade para cima da cabeça são fatores desencadeantes de fadiga muscular precoce e favorecem a erros técnicos, principalmente em desportos que necessitam de uma ADM articular extrema, aumentando a probabilidade de lesões principalmente nos ombros como, síndrome do impacto e tendinites no manguito rotador (Figura 2) (Faiz et al., 2017).



Figura 2- Momento capturado durante um erro de execução no movimento de Snatch

As lesões na modalidade de Halterofilismo são capazes principalmente de comprometer a participação dos atletas às sessões de treinamento, momentos importantes para a priorização da técnica, que evitam os erros e as lesões em competições importantes. Estima-se que o tempo de afastamento destes atletas varia entre 1 dia a 2 semanas (30%), 2 meses a 2 anos (34%) ou acima de 2 anos (5%) (Aasa et al., 2017).

2.3 Técnica de *Snacth*

2.3.1. Biomecânica do Movimento

O bom desempenho da técnica de *snatch* é dependente principalmente da força muscular e da potência das extremidades inferiores, aliada à enorme contribuição das extremidades superiores em termos de força, flexibilidade e estabilidade, habilidades essas que não podem ser negligenciadas pelos atletas dessa modalidade. (S. K. Chen et al., 2013; Hadi, 2012). Segundo Hadi, G., et al., (2012) para que o *snatch* seja executado de forma bem-sucedida, é necessário que o atleta consiga otimizar a altura da barra através da potência dos braços durante a segunda puxada, antes da mesma ser levada cima da cabeça.

O movimento pode ser subdividido em sete fases: primeira puxada; transição; segunda puxada; rotação; pegada; fase de captura; e fase de recuperação (Chavda, 2020; S. K. Chen et al., 2013; Gourgoulis et al., 2000; HO, 2014). Essas fases ocorrem em menos de 1seg, através de uma elevada potência de saída que variar entre 1300 a 4000 W (quantidade de energia convertida em joules) para atingir uma velocidade linear vertical que aumenta gradativamente, que inicia-se mais lentamente na primeira puxada e atinge seu pico de velocidade na segunda (Gourgoulis et al., 2000) (Figura 3).

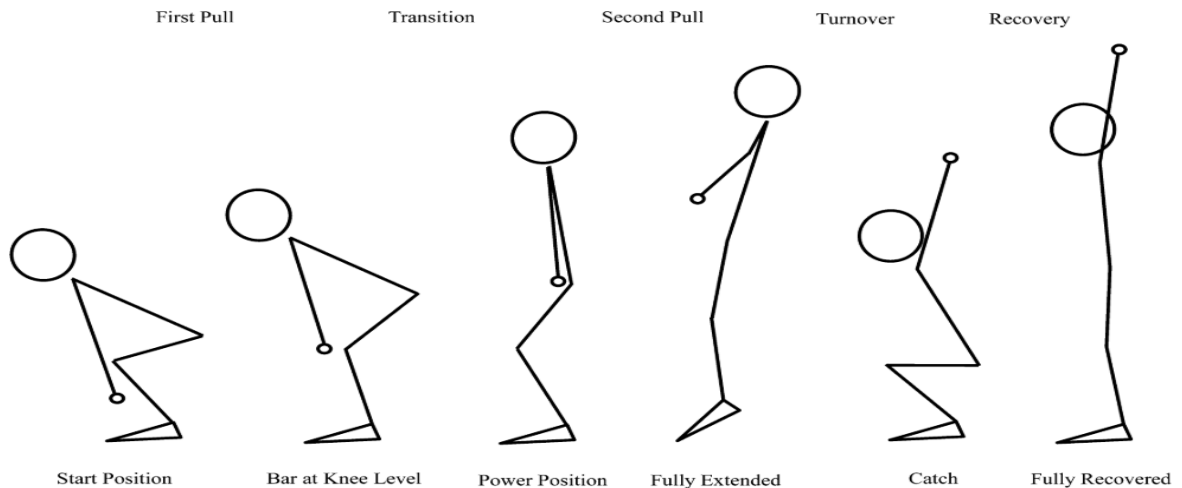


Figura 3- Fases do movimento de *snatch* (HO, Lester.. K. W. et al., 2014)

A primeira puxada é iniciada com a retirada da barra do chão em direção ao corpo do atleta num sentido vertical e ântero-posterior, que ao ultrapassar os joelhos inicia-se a fase de transição cuja força dos membros inferiores é transmitida para os membros superiores percorrendo todo o corpo para dar início a segunda fase da puxada. Nesta, a barra é ligeiramente afastada do corpo do levantador para que o mesmo possa realizar a fase de rotação e pegada, projetando-se verticalmente para debaixo dela e executando as fases de captura e recuperação (Figura 4) (S. K. Chen et al., 2013; Hadi, 2012).

Segundo HO, Lester. K. W. et al., (2014), a eficiência técnica no *snatch* é caracterizada pela obtenção de um deslocamento ideal da barra que percorre todas as fases, e quanto mais altura ela atinge, mais tempo o levantador terá para agachar-se sob ela e manter-se numa posição estável. Essa teoria sugere que a segunda fase da puxada é que mais contribui para a eficiência técnica, permitindo que o atleta entre mais facilmente e permaneça com os braços travados e o corpo estável nas fases de pegada e captura.

Uma boa eficiência técnica consegue realizar uma puxada da barra a uma altura que pode atingir até 60-70% da estatura do levantador, o que facilita a velocidade de queda deste para baixo dela durante a captura. A altura da barra tende a diminuir à medida que a carga aproxima-se de 1-RM, exigindo ainda mais do atleta uma excelente execução técnica para levantar a maior carga possível (Chavda, 2020).

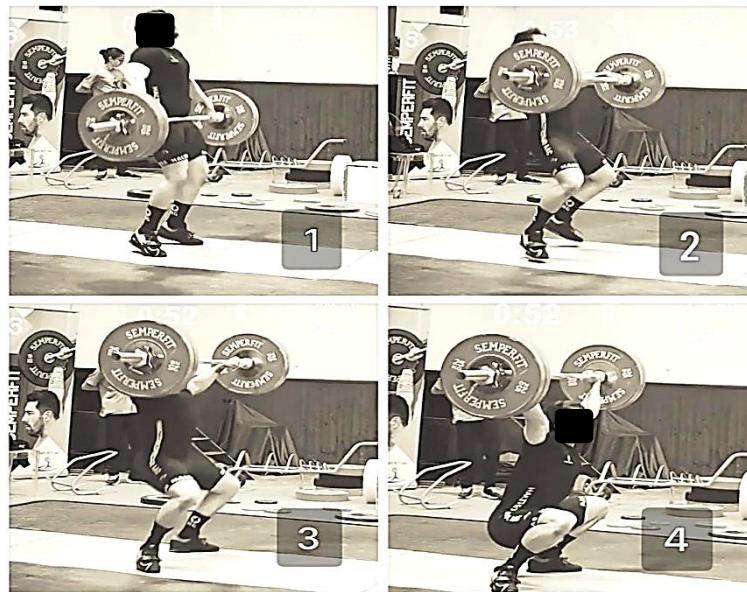


Figura 4- Levantamento da barra na segunda puxada e entrada do levantador

Para que o levantador realize uma boa execução da segunda puxada, é necessário um excelente sincronismo entre os membros inferiores (extensão do quadril, joelho e tornozelo) como auxiliares na execução de força e desempenho potencial da subida da barra, com os membros superiores a partir da segunda puxada para melhorar a aceleração da barra (Chavda, 2020), possível de visualizar na Figura 4.

A fase de pegada é o momento em que o deslocamento vertical da barra atinge a menor velocidade, onde a aceleração pode chegar a 0ms, e o levantador consiga capturá-la (fase de captura) através de um agachamento máximo e imóvel, e depois erguer-se (fase de recuperação) (Figura 5) para finalizando o movimento com os braços travados, pés paralelos e o atleta imóvel até que o movimento seja válido no âmbito do regulamento da competição (Chavda, 2020).



Figura 5- Fase de captura e recuperação

2.3.2 Ação Muscular na Técnica de *Snatch*

O *snatch* envolve esforços breves de intensidades bastante elevadas que não chegam a resultar em ativação do sistema aeróbico, mas apresenta um capacidade maior de consumos máximos de oxigênio ($VO_{2máx}$) para realizar o trabalho do que outros desportos que tem maiores necessidades de $VO_{2máx}$ (Chiu & Schilling, 2005). Envolve uma geração de torque e transmissão de força de forma ascendente através dos movimentos articulares de flexão-extensão do tornozelo, joelho e anca e da abdução-adução da articulação do ombro (Faiz et al., 2017).

O trabalho mecânico de geração de força para movimentar a barra acontece de forma decrescente, sendo maior na primeira puxada para superar a inércia da barra da posição estática, diminuindo a medida que inicia a segunda puxada, atingindo níveis máximos de velocidade vertical, o que impossibilita a capacidade do atleta gerar mais força num curto período de tempo (Hadi,G et al., 2012).

Hadi, G et al., (2012) explicam que o pequeno movimento horizontal ântero-posterior que ocorre durante a primeira puxada e na fase de transição acontecem para que os músculos extensores dos joelhos possam armazenar energia elástica durante a flexão dos joelhos e utilizá-la como potencializadores de força explosiva dos braços durante a segunda.

Neste movimento, o grupo muscular do manguito rotador está sempre ativo em todas as fases do arranco, em particular, o Supra e Infraespinhoso, atingindo um pico de ativação durante a fase de rotação e captura, enquanto o Redondo Menor é mais ativo durante a fase da

primeira puxada e transição (Faiz et al., 2017).

Ações isométricas dos músculos de toda a coluna e cadeia posterior (iliocostal, longuíssimo, espinhal, rotadores, interespinhais, multífidos e intertransversais), bem como abdominais (reto do abdominal, transversos do abdome, oblíquos externos, oblíquos internos, quadrado lombar), dos membros superiores, cintura escapular e cervicais (tríceps braquial (cabeça longa), deltoide, subescapular, latíssimo do dorso, externo radial do carpo, braquiorradial, trapézio, esplênio da cabeça e do pescoço, infraespinhal, serrátil posterior inferior, romboide maior e menor e supraespinhal.) são criadas para estabilizar as articulações acetabulofemoral, glenoumeral e radioumeral (DeWeese et al., 2012; Ernst & Jensen, 2015). Além dos músculos do ombro, a articulação do cotovelo e seus músculos circundantes também auxiliam no levantamento de peso, sendo necessários à complementação da força do braço para manter as cargas pesadas acima da cabeça durante a fase de captura e recuperação (S. K. Chen et al., 2013; Faiz et al., 2017) (Figura 5).

2.4 Myofascial Release (MFR) ou Libertação Miofascial

3.4.1 Fásia e Manipulação Fascial

A fásia possui um sistema mecanossensorial que atua como um transmissor de força junto aos músculos. Apresenta três categorias diferentes sensíveis às forças mecânicas: Mecanotransdução quando um estímulo mecânico é convertido em resposta bioquímica; Piezoelectricidade, capacidade de formar uma rede eletrônica integrada que interconecta todos os componentes do sistema fascial; e a Viscoelasticidade, descrevendo as características de viscosidade e elasticidade, quando submetida a deformações (Pérez et al., 2017).

Esse sistema é capaz de adaptar-se continuamente a estímulos tenses relacionados à mudança de comprimento, resistência e cisalhamento (Pérez et al., 2017), que respondem através de reações que variam entre histológicas, fisiológicas ou biomecânicas. Essas respostas são dependentes das cargas impostas pelas atividades cotidianas ou desportivas, as quais despertam disfunções fasciais e/ou musculares

(Barnes & Barnes, 1997) capazes de impactar na integridade articular e comprometer a função (Smythe, 2014). Esse sistema que é formado por tecido conjuntivo, gera equilíbrio tensional entre os elementos desses tecidos, promovem sustentação ao esqueleto humano e influenciam sobre as posições articulares e posturais do corpo (Pérez et al., 2017; Schleip & Müller, 2013).

É sistema contínuo e tridimensional formado por tecido conjuntivo fibroso mole de colagénio, frouxo e denso, que permeiam o corpo, interpenetrando e envolvendo todos os órgãos, músculos e ossos, proporcionando ao corpo um ambiente que opera de maneira integrada e funcional (Figura 7) (Adstrum et al., 2017).

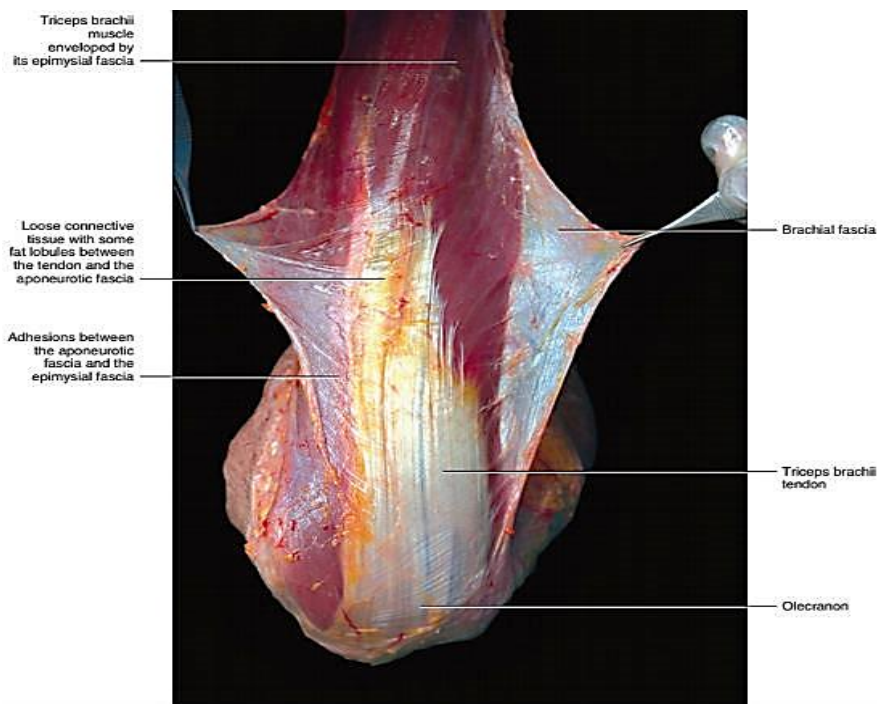


Figura 6- Apresentação da fáscia muscular -
<https://www.terapiafascial.es/que-es-la-fascia/>

Conhecida no passado como camadas densas de tecidos conjuntivos, hoje é conhecida como fáscia, tecido fascial, rede fascial ou sistema fascial (Schleip & Müller, 2013), termo desenvolvido e definido para facilitar a comunicação internacional, interdisciplinar e interprofissional de forma clara e inequívoca sobre Fáscia (Adstrum et al., 2017).

O sistema fascial sustenta o movimento corporal, promove fluidez e gera coordenação nos movimentos. Esse sistema reorganiza-se ao longo de linhas de tensão em resposta aos stresses mecânicos, gerando milhares de pequenas reações adaptativas por todo o corpo em resposta a maneira como o corpo humano se move ou é movido/posicionado durante as atividades cotidianas. Essas linhas constituem uma trama, dependente do sistema miofascial chamada de trilhos anatômicos, responsáveis em permitir ou não os movimentos e posturas entre as partes individuais e o todo (Figura 7) (Pérez et al., 2017; Schleip & Müller, 2013)

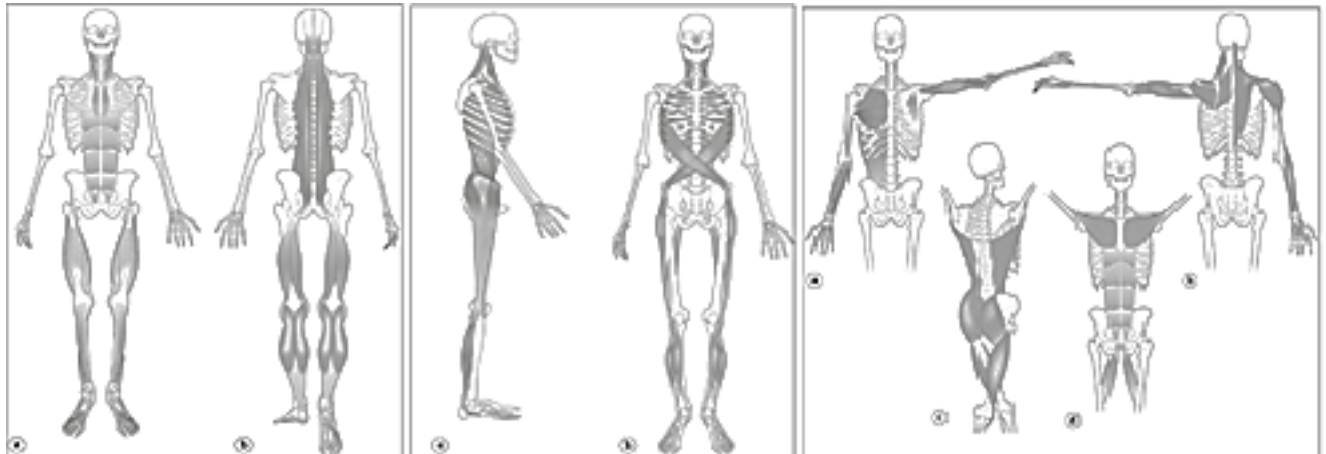


Figura 7- Trilhos Anatômicos Fasciais - (Pérez et al., 2017)

Padrões de movimentos repetitivos estimulam as áreas que estão sob esforço, incitando à hiperatividade de fibroblastos, gerando bandas de colagénio dentre ou entre os músculos, a fim de satisfazer a tensão sofrida (Smythe, 2014). Assim, um padrão que antes era puramente neurológico passa a ser uma restrição fascial, e quaisquer experimentos ou movimentos novos que estejam em aprendizado, gravitarão ao redor da limitação já estruturada, limitando ainda mais o maior potencial de recrutamento neuromotor para esta nova atividade (Pérez et al., 2017).

As abordagens terapêuticas sobre aos tecidos moles apresentam um grande potencial na eficácia da sua manipulação e influenciam a estrutura corporal (Pérez et al., 2017). Barnes e Barnes (1997) ao analisarem os efeitos das terapias de manipulação tecidual sobre os tecidos moles, identificaram que as mesmas são capazes de induzir os

tecidos a mudanças celulares, sistêmicas e somáticas, facilitando mecanismos de autocorreção corporal, compelindo os tecidos e sistemas fasciais a uma melhor eficiência metabólica e morfológica, promovendo analgesia e melhorando o movimento de modo a torná-la mais funcional.

Inventada por Barnes & Barnes, (1997), a MFR é uma terapia que promove força mecânica direta sobre os tecidos moles (Figura 8) com o intuito de manipular o sistema miofascial, promover alongamento da fáscia restrita e restaurar o comprimento ideal dos tecidos moles, gerando diminuição da tensão muscular que envolve a articulação, promovendo analgesia e atuando diretamente sobre o equilíbrio da relação mobilidade/estabilidade musculoesquelética (X. Chen et al., 2020; Macdonald, 2013).



Figura 8- Exemplos de Técnicas de Libertação Miofascial- (Stanek et al., 2018)

A MFR também é capaz de diminuir os níveis de cortisol por atuar sobre a atividade do sistema nervoso parassimpático, diminuindo a dor e o espasmo muscular (Rhyu et al., 2018; Richman et al., 2019; Silva et al., 2011). Pérez et al., (2017) corroborando, afirmam que a quantidade de carga imposta durante a MFR, geram influências neuronais capazes de levar ao relaxamento do tecido mole e/ou alívio da dor. Ajimsha et al. (2015), explicam que a restauração do comprimento e da saúde do tecido conjuntivo com restrição é resultado da diminuição da pressão sobre as estruturas sensíveis à dor como nervos e vasos sanguíneos, que em consequência, promovem alívio, analgesia, e melhoria na função articular.

Lesões desportivas relacionadas à estrutura do tecido conjuntivo, podem gerar um impacto negativo à performance e a atuação desportiva em eventos importantes, provocando o afastamento dos atletas (Schleip & Müller, 2013). A maioria das lesões por esforço repetitivo associadas ao desporto ocorrem nos tecidos conectivos de colágeno, que parecem não estar adequadamente preparados ou bem adaptados aos desafios de cargas impostas, quando comparados com as suas partes contrárias musculares ou esqueléticas (Pérez et al., 2017)

2.5 Efeitos da Liberação Miofascial

2.5.1 Sobre a Flexibilidade e a ADM

Segundo Joshi et al (2018), a ausência ou a diminuição da flexibilidade é um fator desencadeante de restrição de ADM e promove disfunções articulares, que conseqüentemente, alteram a biomecânica desportiva que exige movimentos técnicos para cima da cabeça (S. K. Chen et al., 2013), predispondo os atletas a vícios técnicos e bloqueios articulares, que ao serem realizados continuamente, automatizam execuções incorretas e predisõem os tecidos à lesões por esforço repetitivo (Gourgoulis et al., 2000).

Diversos estudos comprovam a eficácia da MFR como um recurso para o ganho de ADM e como alternativa eficaz para os alongamentos estático (SS) ou dinâmico (DS) no ganho de flexibilidade, quando aplicado diretamente sobre os músculos (Beardsley & Škarabot, 2015; Macdonald, 2013). Esses efeitos incluem também alterações no fluxo sanguíneo, na dilatação capilar, na temperatura cutânea e no metabolismo. Essas alterações refletem-se no aumento da ADM, melhoria da biomecânica articular, aumento da extensibilidade dos tecidos e flexibilidade, relaxamento muscular, redução do espasmo, diminuição do tônus, redução do edema e analgesia (Kain et al., 2011).

A Tabela 1 apresenta uma síntese de estudos encontrados na literatura da atuação da MFR sobre a ADM em diversas áreas do corpo.

Tabela 1- Literatura científica relativamente a atuação da MFR sobre a ADM

Autores e ano de publicação	Intervenções	Amostra	Instrumentos de avaliação	Medição de resultados	Resultados	Conclusão
Kain et al., (2011)	<p>Intervenção: Técnica Indireta Triplanar de MFR Duração: 3 min.</p> <p>Controlo: Bolsa quente Duração: 20 min</p>	<p>N= 18</p> <p>N= 13</p>	Goniômetro padrão	Antes e Após cada intervenção	Os dois procedimentos obtiveram ganho passivo de ADM no pré e pós-teste.	A intervenção de MFR foi tão eficaz quanto a intervenção padrão de compressas quentes
Gunn et al., (2019)	<p>alongamento Estático (SS) 4 vezes de 30 seg</p> <p>IASTM + SS 4 vezes de 30 seg</p> <p>alongamento PNF 4 ciclos de 10 seg e 20% força</p>	<p>N=48</p> <p>Média de idades: 21 a 65 anos (32 ± 14,2 PNF</p> <p>20 a 30 anos (24 ± 2,0) IASTM</p>	Inclinômetro	Pré e Imediatamente pós-alongamento.	<p>A intervenção PNF resultou em um aumento significativo (p = 0,026)</p> <p>Diferenças maiores com IASTM que SS</p> <p>O SS também resultou significativamente na flexão do quadril.</p>	Ambas as técnicas demonstraram melhoria significativa na ADM de flexão do quadril do que no alongamento estático.
Joshi et al., (2018)	<p>Grupo A: Alongamento Estático (SS) de isquiotibiais bilaterais. Duração: 3 vezes 30seg</p> <p>Grupo B: MFR remoto (fáscia plantar e suboccipital). Duração: 2 min</p> <p>Grupo C: SS e MFR remoto</p>	<p>N=58</p> <p>N=A: 19 N= B: 20 N=C: 19</p> <p>Média de idades: 20-40 anos</p>	<p>Teste do Ângulo de Extensão do Joelho</p> <p>Teste de Sentar e Alcançar</p>	<p>Antes e após a 7^a sessão com o terapeuta,</p> <p>Após 2 semanas no programa domiciliar.</p>	<p>Diferenças significativa nos três grupos após a 7^ass</p> <p>Sem diferença significativa nos três grupos.</p> <p>Apenas os grupos A e C foram significativas na autoadministrada.</p>	<p>Manobras administradas pelo terapeuta foram mais eficazes.</p> <p>MFR remota são eficazes</p> <p>A combinação de MFR remota e SS melhora ainda mais a flexibilidade.</p>

<p>Cheatham & Stull, (2018)</p>	<p>Experimental: Movimento articular ativo Duração: 2 min.</p> <p>Controlo: Sem movimento articular Duração: 2 min</p>	<p>N=30 (19 ♂ e 11 ♀)</p> <p>Média de idades: 25 ± 3,4 anos</p>	<p>ADM: inclinômetro digital</p> <p>Limiar de dor a pressão: algômetro sem fio</p>	<p>Antes e imediatamente após cada intervenção</p>	<p>Aumento estatisticamente significativa ($p = 0,01$) na ADM, de 8° para o grupo com movimento.</p> <p>O limiar de dor mais significativo no grupo com movimento.ativo</p>	<p>O rolamento de espuma com movimento ativo apresentou mais resultados agudos sobre a flexibilidade e a dor.</p>
<p>Maniatakis et al., (2020)</p>	<p>Ergon® IASTM Duração: 10 min</p> <p>ou</p> <p>Rolo de espuma autoadministrada Duração: 10 min</p> <p>ou</p> <p>Bandagem elástica Duração: 2 min</p>	<p>N=15</p> <p>Média de idades: 24 ± 4,54 anos</p>	<p>ADM: Goniômetro.</p> <p>Função do ombro: <i>Functional Throwing Performance Index</i> (FTPI) e o teste de desempenho de arremesso de peso sentado com um braço (OSP)</p>	<p>Antes e após imediatamente 3 semanas de intervenção.</p>	<p>IASTM e o <i>Foamrolling</i> melhoraram significativamente todos os movimentos do ombro ($p < 0,05$).</p> <p>IASTM aumentou significativamente a ADM ($p = 0,001$)</p> <p>Não houve diferença entre intervenções para FTPI.</p> <p>A bandagem elástica atlética reduziu ADM.</p>	<p>Ergon IASTM e o rolamento de espuma aumentaram significativamente a ADM passiva da cintura escapular.</p>

2.5.2 Sobre Força Muscular

Nas últimas décadas, vários estudos que apoiaram a MFR tornaram-se populares por apresentarem benefícios sobre a mobilidade articular, a recuperação muscular e o desempenho atlético (Richman et al., 2019). Esses estudos comprovaram ainda, que a MFR é recomendada como parte do aquecimento pré-treinamento desportivo, especialmente para desportos que exigem um alto grau de flexibilidade, não interferindo na força muscular quando aplicada diretamente sobre os músculos (Rhyu et al., 2018; Richman et al., 2019; Silva et al., 2011).

É encontrado efeitos da MFR sobre o reequilíbrio e reposicionamento articular, que influenciam sobre a biomecânica funcional articular e muscular e promovem melhoria no torque de força (Barnes & Barnes, 1997). A Tabela 2 apresenta estudos que abordam os efeitos da MFR sobre a força muscular.

Tabela 2 Efeitos da MFR sobre a força muscular.

Autores e ano de publicação	Intervenções	Amostra	Instrumentos de avaliação	Medição de resultados	Resultados	Conclusão
Silva et al., (2011)	<p>Experimental: Rolo de espuma (DTR) Duração: 6 min</p> <p>Controlo: alongamento Dinâmico (DS) ou Estático (SS) Duração: 6min</p>	<p>N=30 (15 ♂ e 15 ♀)</p> <p>Média de idades: 21.43 ± 1.48</p>	<p>Força isocinética quadríceps e isquiotibiais: <i>Biodex isokinetic dynamometer</i>;</p> <p>Teste de Thomas modificado;</p> <p>Teste de sentar e alcançar.</p>	<p>Antes e após 5 min da intervenção por 3 sessões após 72h.</p>	<p>Melhora significativa no teste de Thomas nas 3 intervenções (P <0,017).</p> <p>Melhora do pico de torque para rolamento de espuma e alongamento dinâmico.</p>	<p>O rolamento de espuma pode ser utilizado como aquecimento e melhorar do desempenho.</p> <p>Aumenta a flexibilidade sem afetar a força muscular.</p>
Behara & Jacobson, (2017)	<p>Experimental: Rolo de tecidos profundos (DTR) ou (DS) Duração: 8 min</p> <p>Controlo: Sem Intervenção Duração: 8 min</p>	<p>N = 14 (♂)</p> <p>Média de idades: 20.04 ± 1.41</p>	<p>Salto vertical (VJ): pico e potência média, pico e velocidade média <i>Tendo® Speed Analyzer</i></p> <p>Pico de torque isométrico flexão/extensão do joelho: Dinamômetro</p> <p>Flexão do quadril: Inclinômetro.</p>	<p>Antes e após a intervenção por 3 semanas.</p>	<p>Sem diferença significativa no pico de potência entre DTR e DS;</p> <p>DTR e DS aumentam significativamente a ROM sem diminuir a potência e a força.</p>	<p>8 min de DTR ou DS não impactaram na potência, velocidade ou torque para o joelho.</p> <p>O DTR não influencia no pico máximo de força ou velocidade. Pode substituir o SS</p>
Richman et al., (2019)	<p>Experimental: DS + rolamento de espuma (SMR) Duração: 12 min Ou caminhada leve (LW) + DS Duração: 12 min</p>	<p>N=14 (♀)</p> <p>Média de idades: 19,8 ± 1,3 anos</p>	<p>teste sentar e alcançar (SR), <i>Agility T-Test</i> (TT), sprint curto de 10 jardas e teste de salto (<i>squat jump</i> (SJ), <i>countermovement jump</i> (CMJ) e <i>drop jump</i> (DJ)).</p>	<p>Antes (1), após cada intervenção (2) e após 1 semana (3).</p>	<p>SR significativamente maior com SMR só, que LW + DS.</p> <p>SMR + DS aumentou significativamente SJ e CMJ que LW + DS.</p> <p>Não houve diferença entre os protocolos para DJ, TT ou SP.</p>	<p>Só SMR melhora a ADM e parece melhorar SJ e o CMJ sem prejudicar o DJ, sprint curto ou desempenho de agilidade.</p> <p>O SMR pode ser benéfica como componente de aquecimento.</p>

2.6 Aplicabilidade da Libertação Miofascial

As camadas dos tecidos faciais apresentam um arquétipo com uma estrutura bastante organizada, composta por partículas de material sólido suspenso em líquido, capazes de envolver-se sobre áreas traumatizadas e formarem aderências fibróticas, os quais promovem sinalização e remodelação de todo o trajeto do trilho anatômico (Ajimsha et al., 2015;; S. K. Chen et al., 2013; X. Chen et al., 2020; Clark et al., 2012; Pérez et al., 2017). Essas aderências tornam a matriz extracelular do tecido fascial mais frágil e inelástica, diminuindo também a elasticidade de todo o trilho anatômico e comprometendo a relação comprimento-tensão dos tecidos moles, acarreta numa dominância sinérgica e disfuncional da artrocinemática, que se não tratadas, provocam mudanças estruturais permanentes nesses tecidos (Barnes & Barnes, 1997a; Clark et al., 2012).

A Figura 9 ilustra uma matriz extracelular normal (A) e uma matriz extracelular com rotura, espessamento, fibrose do colágeno e aumento do tecido não contrátil (B).

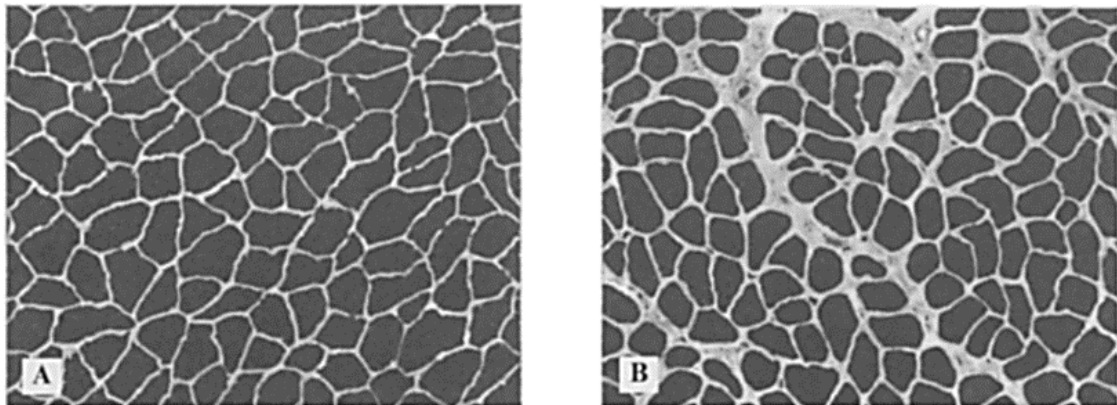


Figura 9- (A) Matriz saudável x (B) Matriz descontínua e espessada (Barnes & Barnes, 1997a)

O estado morfológico da fáscia é dependente da quantidade de estímulo gerados sobre ela, influenciando na sua deformação em comprimento e largura tridimensionais (Barnes & Barnes, 1997a). A MFR atua sobre a propriedade tixotrópica dos coloides que compõem o tecido de colagénio (Barnes & Barnes, 1997a), respondendo aos estímulos de carga compressiva de forma direta, repetitiva, excessiva e/ou frequente,

superiores a 90-120 s ou estímulos de velocidade, os quais atingem seu potencial elástico e despertam deformações plásticas adaptativas (Barnes & Barnes, 1997a; Pérez et al., 2017).

A propriedade tixotrópica dos coloides possibilita ao colagénio da fáscia, responder às terapias com mais ou menos rigidez conforme o estímulo recebido, assumindo um estado parecido com gel (Barnes & Barnes, 1997a; Macdonald, 2013; Pérez et al., 2017).

Deste modo, os tratamentos baseados na fáscia devem ter uma descrição precisa da modalidade aplicada, dos protocolos e dos métodos utilizados, obedecendo aos critérios de tipos, graus e durações de carga e velocidade, para alcançarem os efeitos desejados. Existem cinco tipos de forças capazes de afetar os tecidos moles: compressão; tensão; flexão; cisalhamento; e torção, ilustrados na Figura 10 (Pérez et al., 2017).

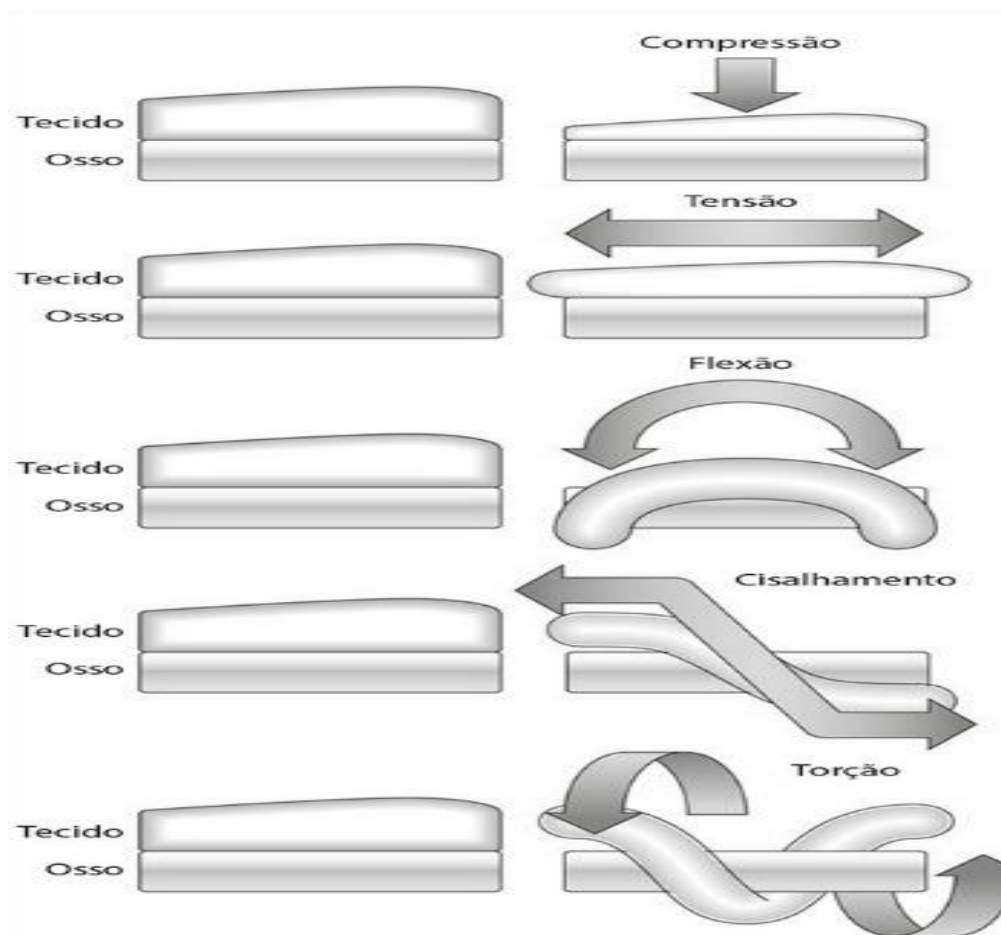


Figura 10 - Tipos de aplicações de forças executadas pela massaagem sobre os tecidos(Pérez et al., 2017).

A aplicação da MFR também deve respeitar o nível de conforto relatado por quem está a receber a manobra (Ajimsha et al., 2015),

envolvendo uma pressão lenta e sustentada, de forma direta ou indireta, de maneira manual ou com a utilização de instrumentos, executada de forma passiva ou ativa (Ajimsha et al., 2015; Barnes & Barnes, 1997a). Pode ainda ser aplicada de forma estática e compressiva, onde o tecido é pressionado sem deslizamento (*effleurage*) a um ângulo de 90°, ou ainda de forma dinâmica (com deslizamento), classificado como superficial ou profundo, conforme a intensidade de força aplicada (Pérez et al., 2017).

Hoje é bastante difundida a aplicação da MFR com a utilização de instrumentos como o Ergon® IASTM (*Instrument-assisted soft tissue mobilization*), um conjunto de instrumentos com diversas facetas adaptadas a cada área do corpo. O rolo de espuma, o bastão miofascial, como o *The Stick*® ou a bola terapêutica, que de forma ativa o sujeito realiza a self-MFR (SMFR) (Figura 11) (Cheatham & Stull, 2018; Grieve et al., 2015; Maniatakis et al., 2020; Stanek et al., 2018).



Figura 11- Instrumentos utilizados para a SMFR (<https://www.meddey.com/product/iastm-massage-tool-set-of-6-pieces-for-soft-tissue-mobilization-physical-therapy-1541356101>)(Schleip & Müller, 2013); <https://www.groupon.com/deals/gg-mp-massage-lacrosse-balls-for-myofascial-release-physical-massage-therapy-ball>)

Secção III

Metodologia da investigação

3. Materiais e Métodos

3.1 Tipo de Estudo:

Foi realizado um estudo do tipo quantitativo experimental, aleatorizado e controlado.

3.2 População em Estudo:

Pelos últimos dados da Federação Portuguesa de Halterofilismo, nas três zonas onde esta pesquisa foi realizada, há apenas um clube aderente federado (Associação Académica de Coimbra) composto por pelo menos 20 atletas inscritos (*Federação de Halterofilismo de Portugal - Distrito de Coimbra*, n.d.). Já segundo no site oficial da *Crossfit* (*CrossFit | Sobre Os Afiliados CrossFit*, n.d.), as zonas incluídas na pesquisada contam com cerca de 8 ginásios afiliados, mas sem dados expositivos sobre o total de alunos inscritos. Leva-se em conta ainda, os ginásios não afiliados que se utilizam da modalidade de *Crossfit*. Logo, a população para este estudo possuiu bastante possibilidade de recolha.

3.3 Caracterização da Amostra:

A amostra foi constituída por conveniência, onde a escolha das instituições foi tida em conta a proximidade geográfica e os participantes foram recrutados nos distritos de Coimbra, Aveiro e Pombal, entre os meses de setembro a outubro de 2021, em ginásios que continham as modalidades de *Crossfit* e/ou Halterofilismo.

Inicialmente, fizeram parte da pesquisa 30 atletas (n=30) amadores e/ou profissionais das modalidades acima citadas, mas que devido a uma falha de leitura do eletromiógrafo, somente 29 testes foram computados.

Todos os sujeitos que se voluntariaram a participar, foram devidamente informados acerca do objetivo do estudo, dos seus princípios e procedimentos antes da recolha dos dados (Apêndice 2. Deram suas permissões e o uso dos dados na investigação através do consentimento informado, livre e esclarecido (Apêndice 1) em forma de

assinatura. Foram ainda informados sobre a confidencialmente dos dados recolhidos, os quais foram tratados sempre em anonimato e privacidade). Foi-lhes garantida ainda, o direito de não participarem ou de desistirem do estudo a qualquer momento, sem qualquer prejuízo.

3.4 Critérios de Inclusão e exclusão:

Foram incluídos indivíduos adultos com faixa etária de 18 a 64 anos, de ambos os gêneros, com experiência no movimento de *snatch*/Arranco de pelo menos mínimo 1 ano e que mantinham uma rotina de treinos contínua semanal. Foram excluídos todos os indivíduos que tivessem sofrido lesões nos 3 meses antecedentes à recolha, que apresentassem sintomatologia algica que impedisse a realização do movimento, que possuíssem quaisquer sequelas de lesões anteriores que interferissem com o movimento, ou ainda os que realizavam programas de MFR nas últimas 24 horas.

3.5 Variáveis em Estudo:

3.5.1 Variáveis dependentes:

A variável dependente foi a resposta eletromiográfica relacionada à intensidade da solicitação muscular durante a tarefa.

3.5.2 Variáveis independentes:

Idade (anos); género (♂/♀); ombro dominante (direito/esquerdo); anos de prática (anos); peso (kg); altura (m); IMC (kg/m²); a manobra de MFR ou a massagem superficial (*effleurage*); o movimento avaliado (*snatch*/arranco); e 1-RM (valor encontrado).

3.6 Materiais e Instrumentos utilizados:

A coleta de dados foi realizada através da Eletromiografia de superfície (EMG), efetuada a uma frequência de 1000 Hz com o dispositivo PLUX® (Plux, Lisboa,



Figura 12- Aparelho de EMG PLUX® (Manual Do Usuário Do Sensor de Eletromiografia (EMG) Biosignalsplux - Manuais +, n.d.)

Portugal) (Figura 12) através de eléctrodos ativos (AgCl) circulares com 22mm de diâmetro colocados na parte central dos ventres musculares. Os sinais captados foram analisados através do programa OpenSignals Plux v2.2.0 (Figura 13).



Figura 13- Programa de leitura da EMG OpenSignals Plux

A EMG de superfície é um método não invasivo que mede a atividade mioelétrica da passagem do impulso nervoso gerado pela despolarização da membrana celular durante a contração muscular. Uma vez que o músculo contrai-se, o aparelho regista em seu aplicativo os sinais capturados pelos eléctricos do dispositivo (Figura 13) (De Luca, 1997; Hermens et al., 1999; Konrad, 2005). As atividades mioelétricas dos músculos Trapézio Superior, Deltoide Médio, Infraespinhoso e Bíceps Braquial foram traduzidas pelo programa acqknowlegde 4.1 e analisadas pelo software PASW Statistics 18 (SPSS) para a planificação dos dados e apresentações em gráficos.

3.7 Procedimentos de Recolha

3.7.1 Procedimento Experimental

Foi realizado um estudo piloto que possibilitou a prática das competências em laboratório e aprimoramento da investigação, possibilitando assim, a simulação e familiarização dos procedimentos inerentes à aplicação dos eléctrodos e da utilização do programa de EMG (Figura 14).



Figura 14- Secção de familiarização e simulação da EMG

3.7.2 Procedimento de Recolha de dados:

Todos os sujeitos foram avaliados para verificar se preenchiam os critérios de inclusão ou se continham presentes os fatores de exclusão. Depois de elegíveis, foram convidados a participarem do estudo e devidamente informados sobre os objetivos, os riscos dos procedimentos e possibilidade de desistência em qualquer momento do estudo. Receberam ainda um documento impresso acerca das informações verbalmente relatadas (Apêndice 3).

Em seguida foram recolhidas as informações para caracterização da amostra como género, peso, altura, idade e anos de prática. Os participantes também foram inquiridos quanto o lado dominante na execução de força do membro superior, a fim de ser estabelecido o critério de dominância para a aplicação dos elétrodos. A sequência cronológica de toda a recolha de dados desta pesquisa está representada na Figura 15.

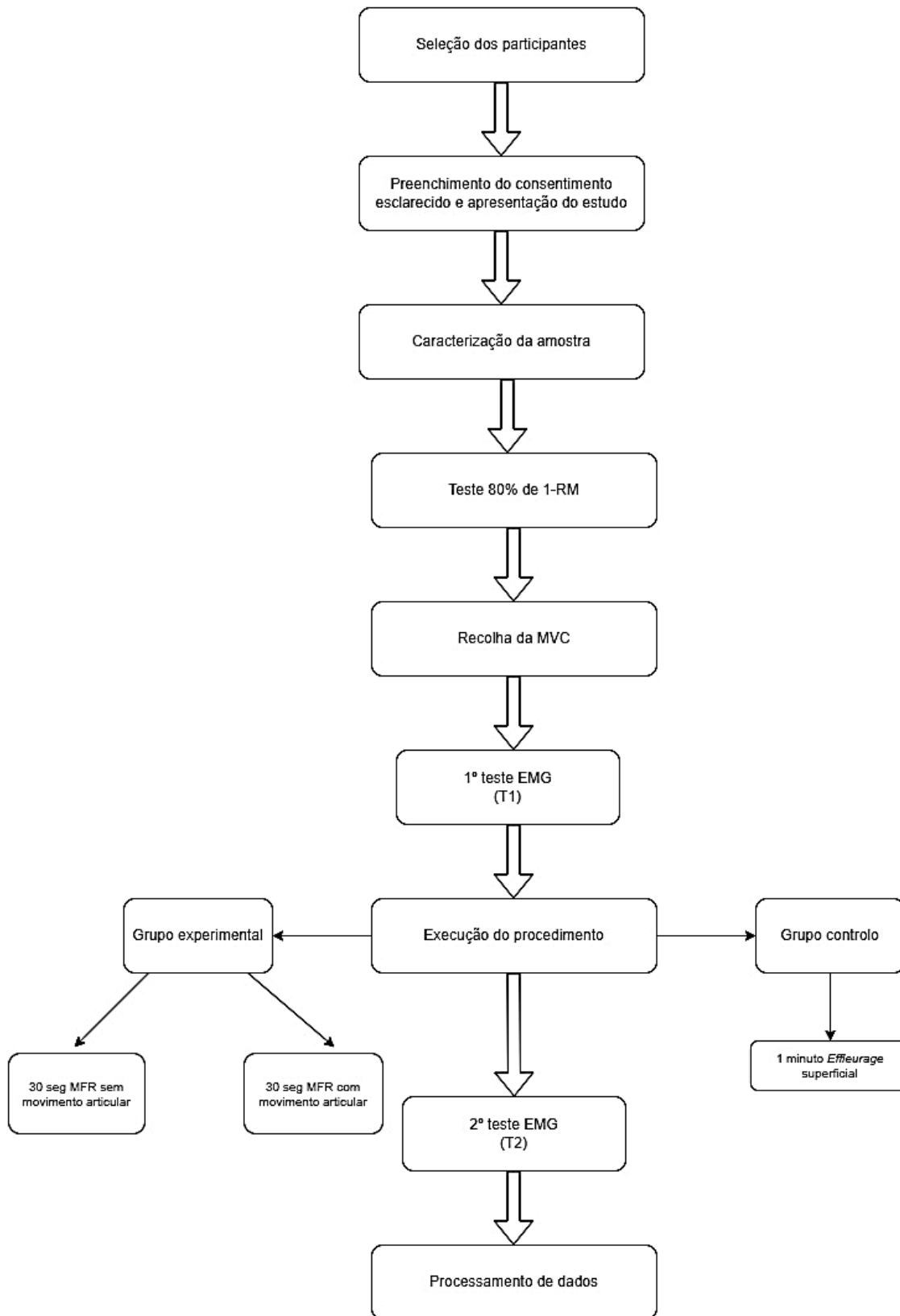


Figura 15- Sequência cronológica da execução prática de toda a pesquisa

3.8 Protocolo de Recolha

3.8.1 Teste de 80%RM

O teste de EMG foi realizado utilizando uma capacidade de 80% de 1-RM para não gerar risco de lesões, já que os atletas realizariam várias repetições do mesmo movimento, mas ainda assim estariam estimulando os músculos pesquisados quase na carga máxima.

Primeiramente, os participantes realizaram o aquecimento habitual para o movimento de *snatch* e em seguida progrediam para o aquecimento específico do movimento avaliado (*Hi-Hang Power Snatch*) (Figura 16).



Figura 16- Sequência do movimento de Hi-Hang Power Snatch

Após um descanso de 1 minuto, os participantes introduziram uma carga estimada para a realização do teste submáximo de 10-RM (Menêses et al., 2013), e o resultado da quantidade de repetições realizadas e a carga utilizada foram aplicadas na Fórmula de Epley: $1\text{-RM} = ((0,0333 \times \text{reps} \times \text{carga}) + \text{carga})$ (Menêses et al., 2013), para identificar o valor de 1-RM e assim, determinar os 80% de 1-RM a serem utilizados na recolha EMG.

3.8.2 Aplicação dos Eléttodos

Após o teste de 10-RM, os sujeitos descansaram por 5 minutos, enquanto foram equipados com quatro eléctrodos duplos para otimizar a recolha, aplicados no ventre dos músculos avaliados (Figura 17). Os

elétrodos foram colocados seguindo as diretrizes do SENIAM (Hermens et al., 1999) e as orientações De Luca, (1997), Hermens et al., (1999) e Konrad, (2005) (tricotomia, limpeza da pele com pré-tapping embebido em álcool a 70% vol., retirada de peles com adesivo para reduzir a impedância e melhorar a fixação dos elétrodos, identificação do ventre muscular através da solicitação de uma contração muscular para maior precisão).

Um elétrodo de referência neutro foi utilizado e posicionado sobre a cabeça da clavícula direita, região próxima da recolha, mas não afetada eletricamente.

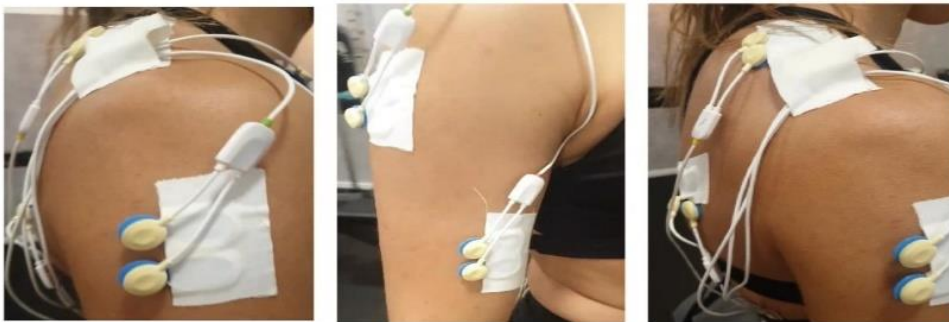


Figura 17- Posição dos elétrodos em cada músculo

3.8.3 Recolha da MVC

A recolha da máxima contração voluntária (MVC) para a normalização dos dados EMG, foi realizada através de uma estratégia que permitiu aos 4 músculos serem avaliados simultaneamente. Foram realizadas 3 contrações isométricas de 6 segundos (De Luca, 1997; Hermens et al., 1999; Konrad, 2005), pela execução do movimento de levantar a barra (*shoulder press*) com a pega de *snatch*, a partir de uma estrutura de suporte (*hack*), com a barra ao nível da nuca e sem entrar em contacto com os ombros para não danificar os elétrodos (Figura 18). Uma carga excessiva foi utilizada para que o sujeito pudesse realizar uma contração isométrica.

Durante as tentativas, os participantes recebiam comando de voz como forma de estímulo e incentivo para conseguirem executar o máximo

esforço possível. Antes da recolha dos dados, um teste experimental foi permitido para fins de familiarização do movimento realizado.



Figura 18 - Posição do teste para a recolha da MVC

3.8.4 Leitura Eletromiográfica

Após o teste da MVC, os sujeitos descansavam por 1 minuto enquanto a barra era retirada da *hack* e recarregada com o peso correspondente aos 80% de 1-RM encontrados, para ser então realizando o primeiro teste (T1) de captura eletromiográfica. Em cada teste (T1 e T2) a captura eletromiográfica foi composta por 3 repetições, com intervalos de descanso de 30 segundos cronometrados pelo avaliador (Figura 19).

Após a realização de T1, foram aplicadas as condutas de intervenção para cada grupo, escolhidas aleatória e alternadamente, seguindo a ordem: Sujeito 1 (S1) pertencia ao grupo experimental, S2 ao grupo de controlo, e assim sucessivamente até o S30. Os elétrodos não eram retirados, para que não houvesse interferências na recolha.

Imediatamente após a realização da conduta, foi iniciado o T2, com a mesma característica da recolha de T1.

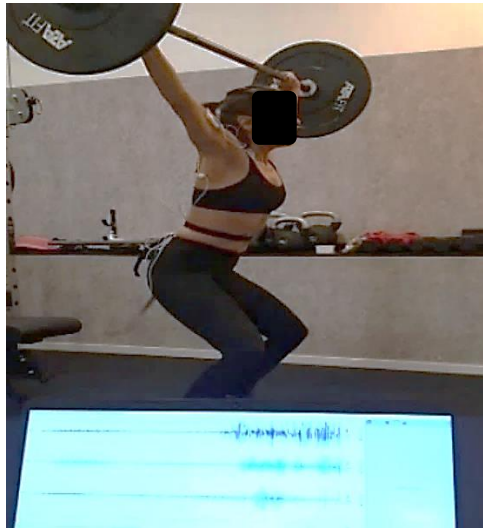


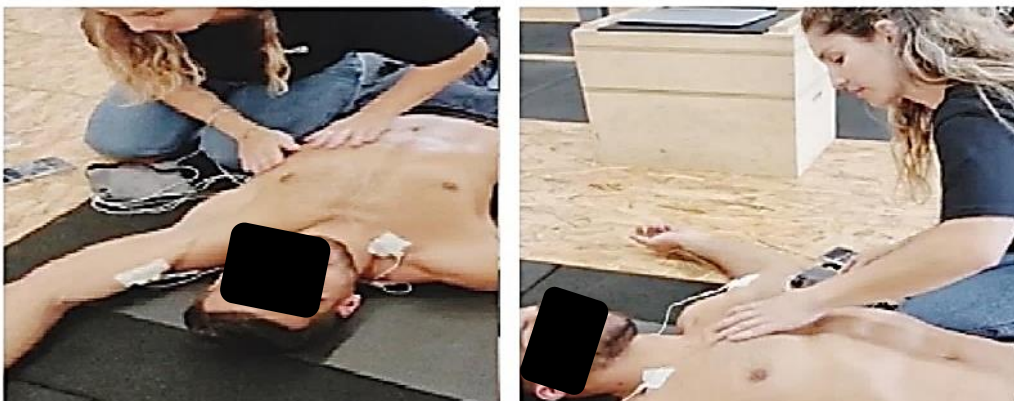
Figura 19- Captura eletromiográfica nos momentos de contração muscular em T1 ou T2

3.9 Condutas Terapêuticas Utilizadas

3.9.1 Grupo Experimental:

A conduta utilizada neste grupo foi de MFR de forma profunda e direta sobre os músculos, em digito-pressão com o dedo polegar, longitudinalmente ao sentido das fibras musculares, enquanto o sujeito permanecia em decúbito dorsal ou decúbito lateral conforme o músculo libertado (Figura 20).

Cada músculo recebeu 1 minuto de massagem (30 segundos sem movimento articular e mais 30 segundos com movimento articular ativo-assistido) com o membro em flexão, abdução ou abdução horizontal para os músculos peitoral maior, grande dorsal, redondo maior e serrátil anterior, ou flexão do cotovelo para o tríceps braquial, em ordem aleatória e totalizando 5 minutos.



3.9.2 Grupo Controlo:

O grupo controlo recebeu também 1 minuto de massagem com a manobra de *effleurage* superficial de forma direta sobre os tecidos com a palma da mão, enquanto permaneciam com o braço estático em flexão ou abdução, sem despertar incômodo referido pelo sujeito, que permanecia em decúbito dorsal ou decúbito lateral, totalizando também 5 minutos.

3.10 Processamento dos Dados

Os sinais EMG da atividade muscular foram analisados com recurso a uma rotina MatLab® (versão R2020b, Mathworks, Inc., Natick, MA, EUA) criada para o efeito. Os dados EMG foram filtrados digitalmente (25–400 Hz), retificados em onda completa e suavizados através de um filtro com frequência de corte de 13 Hz, de sétima ordem. Para a normalização em amplitude, foi usado como referência, o pico do sinal EMG de 200 ms da máxima contração (%MVC) em sobrecarga durante a tentativa de levantar a barra em *shoulder press*.

3.11 Análise Estatística

O software estatístico SPSS (SPSS Inc., EUA) foi utilizado neste estudo para a análise estatística. Para a caracterização da amostra, recorreu-se à estatística descritiva simples de análise dos valores da média, máximo, mínimo e desvio padrão. Utilizou-se nesta análise, variáveis qualitativas nominais (género e ombro dominante) e variáveis quantitativas (idade, peso, altura, IMC, carga de teste e anos de prática da modalidade).

A distribuição foi avaliada para todas as variáveis por meio do teste de Shapiro-Wilk, não revelando uma distribuição normal pelo que se recorreu a estatística não paramétrica. Para a comparação entre os momentos de avaliação T1 e T2 foi utilizado o teste de Wilcoxon para medidas não-paramétricas. Para a comparação entre os grupos de

controlo e experimental, foi realizado o teste U de Mann-Whitney e os dados descritivos foram expressos como média, desvio padrão (DP) ou mediana (intervalo interquartil (IQR): 25º, 75º percentil). O nível de significância estatística foi estabelecido em $p < 0,005$.

Secção IV

Resultados

4 Apresentação de Resultados

A análise das variáveis de caracterização da amostra entre os dois grupos, experimental e controlo, não revelou a existência de diferenças para idade, altura, peso, IMC, anos de prática, carga teste e carga de 80% 1RM (Tabela 3).

Tabela 3- Teste de significância entre as variáveis de caracterização da amostra

Teste de Mediana por categoria de grupos	
Variáveis	Sig.
Idade [anos]	1,000
Anos Prática	,715
Carga Teste [kg]	,710
IMC [kg/m ²]	,466

A amostra teve um total de n=29 praticantes, prevalecendo o gênero masculino, representando 60% da amostra, enquanto as mulheres representaram 40% (Figura 21).

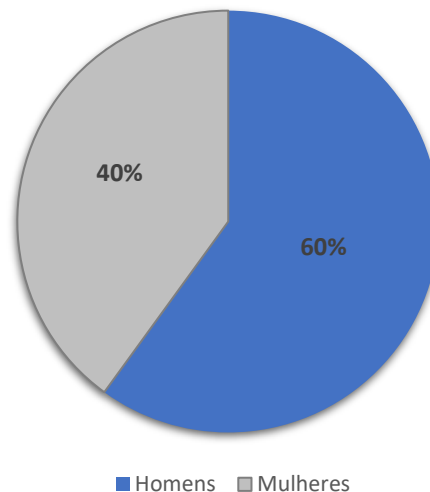


Figura 21- Caracterização por gênero

A caracterização da amostra quanto a quantidade de participantes em cada grupo foi de 51,72% no grupo controlo e 48,27% do grupo experimental (Figura 22).

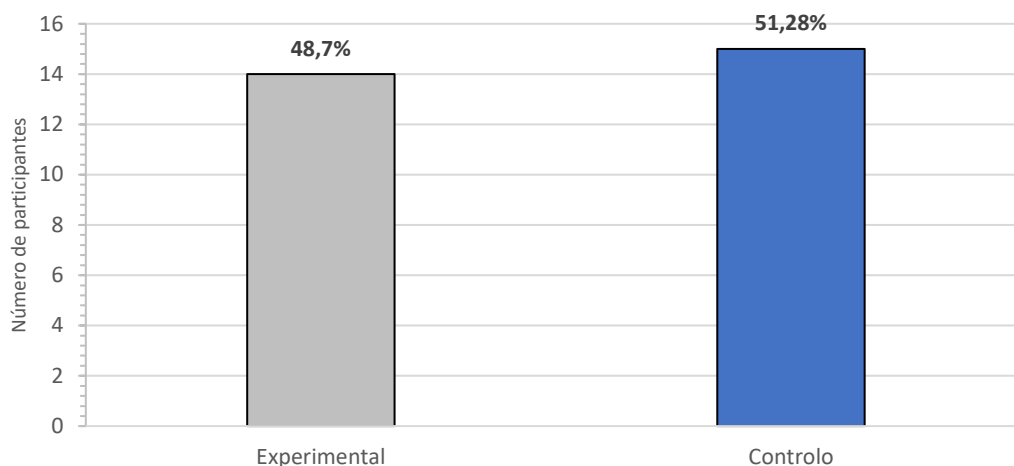


Figura 22- Percentual de participantes da amostra por grupo

A média de idades entre os homens foi de 30,4 anos, variando entre 23 a 48 anos e a média de altura e peso foram 1,78m e 84,5kg respetivamente. As mulheres possuíam faixa etária média de 34,2 anos, variando entre 23 e 49 anos, e média de altura e peso de 1,61m e 61,4kg respetivamente.

Tabela 4- Dados estatísticos de toda a amostra

Variáveis	N	Intervalo	Mínimo	Máximo	Média	DP	Variância
Idade [anos]	30	26	23	49	32.1	8.3	68.8
Anos Prática	30	8.7	1.3	10	5.1	2.4	5.9
Carga Teste [kg]	30	65	25	90	53	18.1	327.1
Carga 80% 1RM [kg]	30	57.3	26.7	84	50.4	16.5	273
Peso [kg]	30	44	50	94	72.5	13.3	176.8
Altura [m]	30	0.32	1.56	1.88	1.7	0.1	0
IMC [kg/m ²]	30	12.38	20.03	32.41	25.2	3	8.7

Os anos de prática desportiva de toda a amostra teve uma média de 5,1 anos, variando entre os homens de 2 a 10 anos, com média de 4,5 anos, e entre as mulheres de 1,5 a 8 anos, com uma média de 5,8 anos. Os participantes apresentaram em sua maioria, o braço direito como membro dominante relacionado à força muscular (Tabela 4).

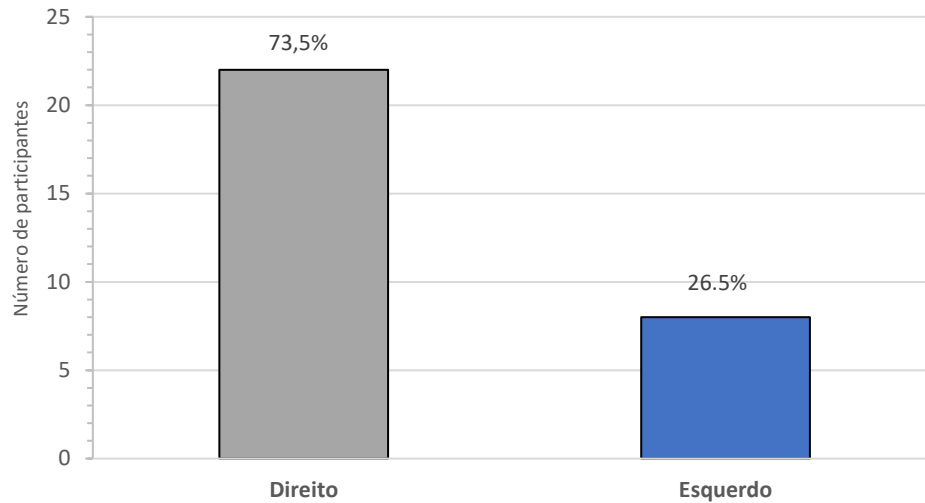


Figura 23- Prevalência do lado dominante para a aplicação dos elétrodos

A média de carga realizada para o teste de 10-RM entre os homens foi de 57,5 kg e as mulheres de 55 kg. O número de repetições médias realizadas no teste foi de 6,5 reps para os homens e 6 reps para as mulheres. A carga de 1-RM média encontrada foi de 43,3 kg para os homens e 33,9 kg para as mulheres, variando entre 44,3 a 105 kg e 33,3 até 66kg respetivamente (Figura 24).

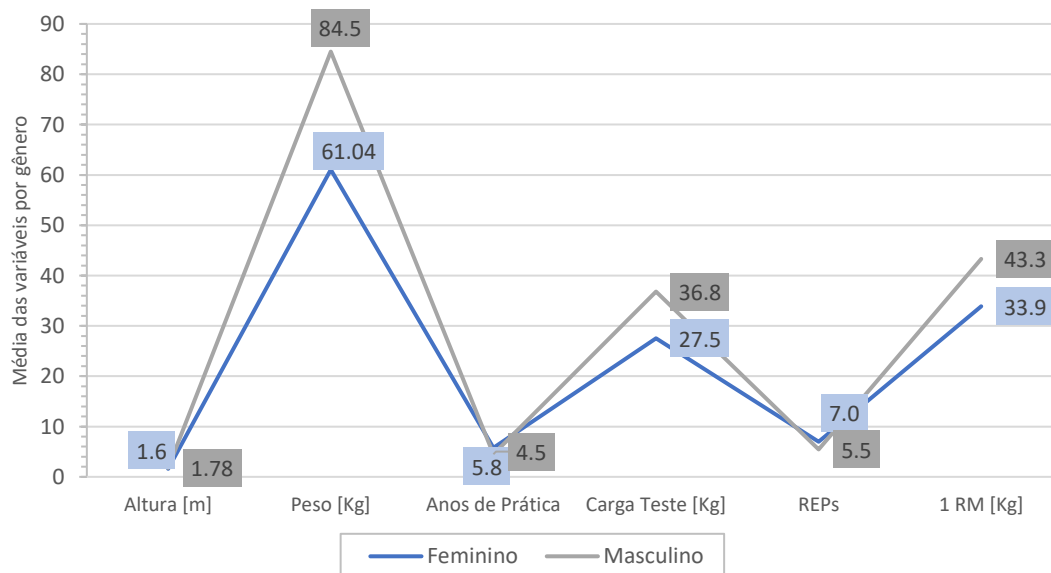


Figura 24- Médias de todos os dados de caracterização da amostra por gênero

A Tabela 5 apresenta de forma sucinta todas as médias das variáveis de caracterização da amostra nos grupos experimental e de controlo.

Tabela 5- Médias das variáveis de caracterização da amostra por grupo

Variáveis	Controlo N=15	Experimental N=14
Idade [anos]	32.27	31.87
Anos Prática	5	5.22
Carga Teste [kg]	54.37	51.67
Carga 80% 1RM [kg]	51.27	49.6
Peso [kg]	74.52	70.52
Altura [m]	1.7	1.68

Os valores de picos máximos normalizados da atividade mioelétrica encontrados em T1 e T2 em cada grupo (Tabela 6), mostram que nos dois grupos, experimental e controlo, houve aumento da %MVC em T2 representando um aumento da atividade mioelétrica em todos os músculos.

Tabela 6- Comparação dos valores máximos normalizados de T1 e T2 em %MVC por grupo

Grupo	Trapézio Superior		Deltoide Médio		Infraespinhoso		Bíceps Braquial	
	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2
Controlo (%MVC)	31.1	54.6	24.4	30.1	31.0	27.9	52.1	57.9
Experimental (%MVC)	21.5	36.3	28.7	30.6	21.4	72.4	55.0	68.6

A comparação estatística entre os grupos experimental e de controlo para a atividade mioelétrica, não apresentou diferenças significativas em nenhum músculo avaliado em T2 (Tabela 7).

Tabela 7- Comparação das médias e máximas de T1 e T2 entre os grupos para cada músculo

Grupo	Sig.	Média				Máxima			
		Trapézio Superior	Deltoide Médio	Infraespinhoso	Bíceps Braquial	Trapézio Superior	Deltoide Médio	Infraespinhoso	Bíceps Braquial
Controlo	Sig.	0.230	0.870	0.154	0.405	0.143	0.399	0.555	0.308
Experimental	Sig.	0.236	0.933	0.255	0.664	0.302	0.803	0.218	0.346

A Tabela 8 apresenta o cálculo das diferenças dos valores médios de % MVC durante os movimentos obtidos em T1 e T2 nos dois grupos (T2-T1), sendo possível observar que todos os músculos obtiveram valores negativos, representando maior esforço muscular em T1, ou seja, antes da intervenção, exceto para o Trapézio Superior do grupo controlo (61,1%) e para o infraespinhoso no grupo experimental (6,7%), que obtiveram valores positivos, representando maior recrutamento muscular em T2 (após a intervenção).

Tabela 8- Valores das diferenças T2-T1 dos valores médios em %MVC por grupo

Grupo	Diferença das Média T2-T1 (% MVC)	
	Controlo	Experimental
	(T2-T1)	(T2-T1)
Trapézio Superior	61.1	-0.4
Deltoide Médio	-0.2	-0.9
Infraespinhoso	-0.2	6.7
Bíceps Braquial	-1	-1.3

Comparando-se as diferenças dos valores médios obtidos em T1 e T2 por grupo, é possível observar que no grupo experimental a maioria dos valores foram negativos, exceto para o Infraespinhoso, representando que em T1 o valor foi maior que T2, ou seja, diminuindo a atividade elétrica em T2 após as técnicas. Já o grupo de controlo apresentou maior aumento para o Trapézio Superior (Tabela 9).

Tabela 9- Comparação do resultados das diferenças entre as Máximas obtidas em T1 e T2 entre grupos, evidenciando o aumento ou a diminuição dos valores

Grupo	Diferença das Máximas T2-T1	
	Controlo	Experimental
Trapézio Superior	23.4	14.8
Deltoide Médio	5.7	2.0
Infraespinhoso	-3.1	51.0
Bíceps Braquial	5.8	13.5

Para comparar a alteração nos dois momentos de avaliação entre os grupos, os valores máximos e médios obtidos em T1 e T2 foram subtraídos, e os dados obtidos nas diferenças foram avaliados para toda a

amostra e apresentados na Tabela 10. Nesta análise foi possível observar que houve aumento de atividade mioelétrica em T2 em toda a amostra para todos os músculos, principalmente Trapézio Superior e Infraespinhoso, exceto o Deltoide médio, representando diminuição em T2.

Tabela 10- Comparação entre as médias e as máximas de T1 e T2 em %MVC da amostra geral, bem como as diferenças (T2-T1)

Músculo	Valores Médios (%MVC)			Valores Máximos (%MVC)		
	T1	T2	(T2-T1)	T1	T2	(T2-T1)
Trapézio Superior	16.41	21.01	4.61	26.50	45.77	19.27
Deltoide Médio	16.39	16.26	-0.13	26.49	30.39	3.90
Infraespinhoso	14.41	17.78	3.37	26.35	49.34	22.99
Bíceps Braquial	43.19	44.04	0.85	53.50	63.04	9.55

Analisando as diferenças obtidas entre os valores médios e máximos obtidos em T1 e T2, de toda a amostra Tabela 10Tabela 10- Comparação entre as médias e as máximas de T1 e T2 em %MVC da amostra geral, bem como as diferenças (T2-T1)., todos os valores foram positivos, exceto Deltoide Médio, representando aumento da atividade elétrica em T2 após as técnicas, principalmente Trapézio Superior e Infraespinhoso.

Calculada a significância das diferenças, e apenas as médias apresentaram significância para o Trapézio Superior (T02 Méd Trapézio Superior - T01 Méd Trapézio Superior) de $p < 0,03$ (Tabela 11).

Tabela 11- Teste de significância das diferenças de das diferenças de valores máximos, mínimos e médios de intensidade mioelétrica em ambos os momentos de avaliação T2-T1 para toda a amostra

Diferenças (T2-T1)	Z	P
T02 Méd Trapézio Superior - T01 Méd Trapézio Superior	-2,173b	0.03
T02 Média Deltoide Médio - T01 Méd Deltoide Médio	-1,114c	0.27
T02 Méd Infraespinhoso - T01 Méd Infraespinhoso	-,097c	0.92
T02 Méd Bíceps Braquial - T01 Méd Bíceps Braquial	-1,135c	0.26
T02 MAX Trapézio Superior - T01 MAX Trapézio Superior	-1,395b	0.16
T02 MAX Deltoide Médio - T01MAX Deltoide Médio	-,270b	0.79
T02 MAX Infraespinhoso - T01 MAX Infraespinhoso	-1,535b	0.12
T02 MAX Bíceps Braquial - T01 MAX Bíceps Braquial	-,068b	0.95
T02 Min Trapézio Superior - T01 Min Trapézio Superior	-,378c	0.71
T02 Min Deltoide Médio - T01 Min Deltoide Médio	-1,538c	0.12

T02 Min Infraespinhoso - T01 Min Infraespinhoso	-,168c	0.87
T02 Min Bíceps Braquial - T01 Min Bíceps Braquial	-1,380b	0.17

a. Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon

b. Com base em postos negativos.

c. Com base em postos positivos.

Esse resultado corresponde a toda a amostra experimental e controlo, revelando um aumento significativo na ativação muscular deste músculo.

Foi analisada também a correlação entre os resultados mioelétricos de T2 e as variáveis de caracterização da amostra correspondentes a idade, carga teste e anos de prática, e também não foram encontradas diferença significativa entre elas (Tabela 12).

Tabela 12- Correlação da intensidade mioelétrica máxima em %MVC em T2 e as variáveis de idade, anos de prática e carga teste

T2	RO de Spearman	Idade	Anos Prática	Carga Teste
Trapézio Superior	Coeficiente de Correlação	-0.075	-0.273	-0.073
	Sig.	0.697	0.152	0.707
Deltoide Médio	Coeficiente de Correlação	-0.046	-0.213	0.023
	Sig.	0.815	0.266	0.905
Infraespinhoso	Coeficiente de Correlação	0.254	-0.13	-0.262
	Sig.	0.183	0.500	0.170
Bíceps Braquial	Coeficiente de Correlação	0.111	0.11	-0.032
	Sig.	0.566	0.568	0.870

Porém, foi observada correlação significativa positiva, considerada forte entre a carga de teste e o peso do atleta (0,807), e correlação entre os anos de prática e a idade (0,555), considerada moderada.

Secção V

Discussão dos Resultados

5 Discussão

O *Crossfit* vem se tornando um desporto cada vez mais praticado em todo o mundo, assim como o Halterofilismo, que é um dos desportos de força mais comumente praticados na atualidade. Face a isso, é indispensável a necessidade de se desenvolverem estudos para conhecer a incidência, tipos e mecanismos de lesões mais frequentes nessas modalidades, bem como identificar os fatores de risco individuais e ambientais, a fim de serem traçadas estratégias preventivas de lesões nesses desportistas (DeWeese et al., 2012; Gourgoulis et al., 2000; Moura, 2019; Szeles et al., 2020).

Participaram deste estudo, atletas de ambos os gêneros, praticantes de Halterofilismo e/ou *Crossfit* por pelo menos 1 ano, com as médias de faixa etária de 31,2 anos, estatura 1,7 m, peso 72,5 kg, IMC de 25,2 kg/m², anos de prática 5,1 anos e carga de teste 53 kg. Este estudo não apresentou diferenças significativas entre as caracterizações dos sujeitos entre grupos (Tabela 3), confirmando a ausência de vieses nas variáveis independentes entre eles. Segundo Gourgoulis et al., (2000), existem diferenças técnicas entre os levantadores de peso ao redor do mundo relacionadas a massa corporal e a estatura, as quais são capazes de influenciar sobre a técnica, atuando sobre a relação deslocamento-tempo-velocidade, e interferindo diretamente na altura de levantamento da barra para a entrada do levantador sob ela na fase de pegada.

Este estudo teve como objetivo principal analisar a ativação dos músculos agonistas no movimento de *snatch*/arranco a partir da segunda fase da puxada sob o efeito da aplicação da MFR na musculatura antagonistas. A segunda puxada tem sido um ponto focal de investigações dentro do desporto de levantamento de peso e despertado o interesse científico para se descobrirem formas de melhorar a capacidade de geração de força nesta fase (Chavda, 2020). Conforme a pesquisa de S. K. Chen et al., (2013), a fadiga dos músculos do ombro nesta fase é responsável por alterar o padrão do movimento glenoumeral e desencadear erros técnicos na execução do *snatch* em competições

importantes, principalmente nas fases de rotação, pegada e recuperação, observadas na Figura 2.

Este estudo não apresentou diferenças significativas para as condutas utilizadas nos dois grupos avaliados, e esse resultado pode estar associado à pouca diferenciação entre as técnicas utilizadas, já que a manobra escolhida como placebo no grupo de controlo, foi a técnica de *effleurage* superficial, uma manobra, que segundo Pérez et al., 2017, envolve movimentos de deslizamento sobre os tecidos, gerando força compressiva de intensidades leve, moderada ou intensa, a qual neste estudo foi utilizada a intensidade leve. Schleip e Müller, (2013) complementando, afirmam que a capacidade de manipular a fáscia é dependente da escolha da manobra e do método utilizado, pois, para que um determinado estímulo mecânico possa apresentar capacidade de influenciar a homeostase tensional dos tendões, é necessário que este seja aplicado com uma magnitude da tensão específica para atingir um limiar ou um ponto de ajuste que promova a transdução. Esta explanação pode explicar hipoteticamente o resultado desta pesquisa, onde, ou a MFR não tenha gerado tensão suficiente para estimular a fáscia, ou a *effleurage* pode ter atingido tensão suficiente para atuar sobre a ela.

Segundo Pérez et al., (2017), os tecidos faciais iniciam desde a superfície da pele, chamada fáscia superficial e vão aprofundando-se e envolvendo-se a múltiplos tecidos, tornando-se profunda.

Tanto o grupo de pesquisa quanto o grupo de controlo apresentaram aumento nos valores máximos e médios em relação a %MVC em T2 em todos os músculos, exceto o infraespinhoso do grupo controlo. Esse resultado foi impressionante, uma vez que era esperado que a aplicação da MFR na musculatura antagonista provocasse diminuição da ativação dos músculos avaliados, por acreditar-se que a MFR gerasse alteração da arquitetura da fáscia, influenciando na tensegridade e no tixotropismo (Arroyo-Morales et al., 2008), diminuindo sua resistência, provocando alongamento nos agonistas e aumento da ADM articular do ombro, logo interferiria na força muscular dos agonistas,

que diminuiriam a necessidade de esforço produzido, observados pela diminuição os valores obtidos em T2.

Embora esta pesquisa não tenha avaliado a ADM do ombro após a aplicação das técnicas, mas essa teoria apoia-se a diversos estudos (Barnes & Barnes, 1997b; Beardsley & Škarabot, 2015; Clark et al., 2012; Macdonald, 2013), que comprovaram que, uma vez que a fáscia é estimulada, esta possibilita o aumentando da sua complacência e permite ganhos de ADM articular sem interferir na força muscular.

Neste estudo, a MFR foi aplicada com e sem movimento articular dos agonistas, similar à pesquisa realizada por Cheatham & Stull, (2018), porém realizada a MFR com o rolamento de espuma sobre o Quadríceps, que era o antagonista neste estudo, com e sem movimento articular ativo de flexão do joelho, onde os Isquiotibiais eram os agonistas, e identificaram que, com o movimento articular ativo gerado pela contração dos agonistas (Isquiotibiais), atingiu-se maiores ganhos de flexibilidade nos tecidos antagonistas (Quadríceps) que recebem a massagem sem interferir no pico de torque muscular. Explicaram ainda, que este resultado está apoiado na possibilidade de modulação da atividade muscular via inibição recíproca e outras vias neurológicas, semelhantes ao alongamento dinâmico e a *Proprioceptive Neuromuscular Facilitation* (PNF), porém a MFR apresenta maiores benefícios no ganho de flexibilidade, pois não interfere na força do músculo libertado. No entanto, o presente estudo, apresentou interferência sobre a força muscular, uma vez que se observou aumento do pico máximo (%MVC) em T2 nos dois grupos.

Na variável criada pelo cálculo das diferenças entre os valores médios da atividade mioelétrica de T1 para T2, identificou-se aumento da atividade em T2 para todos os músculos, mais evidentes no Trapézio Superior e Infraespinhoso. Esses achados corroboram com o estudo de Ernst & Jensen, (2016), que avaliaram através de EMG de superfície, a ativação muscular do manguito rotador durante o movimento de *snatch*, os quais identificaram que os músculos do manguito rotador avaliados (Supraespinho, Infraespinhoso e Redondo Menor) permanecem

constantemente ativos durante todo o movimento de Arranco, porém apresentam picos máximos de atividade mioelétrica durante as fases de captura e recuperação, fases essas que compõem a segunda puxada. Infelizmente o presente estudo não avaliou o momento em que estes músculos atingiram seu pico máximo de ativação durante a tarefa. Faiz et al., (2017) afirmam ainda, que todos os músculos circundantes na articulação glenoumeral atuam como estabilizadores dinâmicos e são importantes para o sucesso do levantamento de peso.

Analisando a Tabela 7, o Deltoide Médio e o Bíceps Braquial foram os músculos que menos apresentaram variações nos valores médios de T1 para T2.

Já ao se analisarem e compararem os valores máximas da ativação muscular do Bíceps Braquial, tanto no grupo experimental como no grupo controlo, foi possível observar pela Tabela 7, que este músculo apresentou sempre os maiores valores máximos entre todos os músculos avaliados, tanto em T1 como aumentou ainda mais em T2. Esse achado corrobora com a pesquisa de S. K. Chen et al.,(2013), quando identificaram em seu estudo que o este músculo apresentou picos constantes em todo o movimento, porém picos máximos a partir da segunda puxada. Segundo S. K. Chen et al.,(2013) ainda, os músculos circundantes do cotovelo são muito importantes para o movimento de *snatch*, pois atuam como auxiliares ao levantamento de peso para além dos músculos do ombro. Afirmam também que o ele atua principalmente na fase de captura, quando participa em co-contração junto ao Tríceps Braquial.

Konrad, P. (2005), num tratado sobre EGM, explica que o sinal EMG máximo representa o quanto um músculo está ativo, ou o quanto de trabalho ou esforço ele necessita para realizar uma determinada tarefa, logo, na presente pesquisa, ao se observarem os picos máximos, percebe-se que houve aumento de atividade mioelétrica em T2 após as duas condutas nos dois grupos (Tabela 9), porém o grupo controlo obteve menor alteração mioelétrica em T2 em todos os músculos, exceto no Trapézio Superior, que aumentou ainda mais que o grupo experimental.

Já no grupo experimental o Trapézio Superior e no Deltoide Médio apresentaram menores aumentos de ativação muscular, mas em contrapartida, aumentaram para o Infraespinhoso e o Bíceps Braquial.

Na pesquisa de S. K. Chen et al., (2013), os autores identificaram que o Deltoide mostra-se sempre ativo durante todo o movimento de *snatch*, apresentando picos duplos de força a partir da segunda puxada até a fase de captura, porém sem nunca gerarem relaxamento durante todo o movimento.

O aumento de atividade mioelétrica do Infraespinhoso e do Bíceps Braquial, pode ser explicado hipoteticamente com base na tentativa desses músculos compensarem a diminuição da ativação muscular do Trapézio Superior e do Deltoide Médio, aumentando os seus esforços. Essa teoria corrobora com os achados de Ernst e Jensen, (2016) que identificaram que o Infraesoinhoso contribuiu mais eficazmente e atingiu seu pico máximo a partir das fases de rotação e captura, explicado em função de dois motivos: nesta fase o ombro realiza a rotação externa, que é o movimento primário do Infraespinhoso; e também por ele ajudar na estabilidade da articulação glenoumeral como auxiliar aos músculos mais potentes ao redor dela, como o Trapézio Superior.

Conforme DeWeese et al., (2012), o Trapézio Superior é considerado um músculo bastante exigido nos desportos de levantamento de peso, pois ativa-se de forma isométrica desde a primeira puxada, e aumenta gradativamente seu recrutamento a partir da fase de transição para iniciar a segunda puxada, onde o atleta encolhe os ombros a fim de promover uma puxada mais completa e eficiente. Nesta pesquisa, apenas o Trapézio Superior apresentou aumento significativo ($p < 0,03$) da sua atividade mioelétrica em T2, quando analisadas estatisticamente os resultados das diferenças encontradas pelas médias de T1 e T2 (Tabela 11). Esse facto pode ser explicado, pois na presente pesquisa, o atleta iniciava o movimento avaliado com a barra suspensa a partir do início da segunda puxada (no quadril) (Figura 16- Sequência do movimento de Hi-Hang Power Snatch, a qual segundo DeWeese et al., (2012), é fase em que se inicia com o encolhimento dos ombros entes de qualquer ativação

precoce de braços, por isso, é normal encontrar valores sempre aumentados do Trapézio Superior nos dois grupos, porém com maiores aumentos no grupo controlo (Tabela 8).

Mesmo que esta pesquisa não tenha apresentado diferenças significativas entre os grupos e sim, após a análise os valores de toda a amostra para todos os músculos, mas ainda assim, na Tabela 8 é possível comparar as diferenças dos valores médios de T1 e T2 e perceber que o grupo experimental obteve uma tendência de diminuição da atividade mioelétrica em T2 para todos os músculos, exceto para o Infraespinhoso, deduzida a partir da observação dos valores apresentarem negativos na equação $T2-T1$, representando maior contração muscular em T1. Os valores médios em EMG representam a média da atividade mioelétrica durante a tarefa, logo, a média baseia-se em uma frequência ou uma frequência mediana do espectro de potência total (Konrad, 2005).

O resultado da ausência de diferenças significativas entre os grupos pode estar relacionado a quatro possíveis causas, que podem ter influenciado nos resultados: (a) o descanso da musculatura e do próprio sujeito enquanto recebia a intervenção; (b) o relaxamento tecidual provocado pela massagem; (c) a permanência do membro em encurtamento muscular posicional dos músculos agonistas durante os 5 minutos enquanto recebiam as intervenções nos antagonistas; ou ainda (d) o tamanho da amostragem.

Segundo Macdonald G. Z. et al., (2013), um período de descanso superior a 2 minutos após uma tarefa pode permitir a redução do estímulo do mecanorreceptor profundo e influenciar na restauração do reflexo de Hoffmann, possibilitando a recuperação da produção de força normal.

A massagem estimula mecanicamente os mecanorreceptores cutâneos e diminuem a excitabilidade do motoneurônio espinhal junto com o reflexo de Hoffmann, mesmo após um curto período de massagem (Macdonald G. Z. et al., 2013), gerando também uma resposta parassimpática local caracterizada pela diminuição da ação da unidade motora sobre a amplitude potencial e a taxa de disparos desta unidade

(Arroyo-Morales et al., 2008). Também é sabido que os fusos musculares entre as fibras são extremamente sensíveis à posição, à carga e ao movimento, explicando assim, parcialmente, que a ausência de estímulos ou a permanência em relaxamento posicional de encurtamento do agonistas enquanto o sujeito recebia a massagem pode ter favorecido à redução na hipertonidade (Pérez et al., 2017).

É possível também, que as técnicas aplicadas sobre os músculos antagonistas (Grande Dorsal, Tríceps Braquial, Serrátil Anterior, Redondo Maior e Peitoral Maior), possam ter interferido de forma negativa na execução do *snatch*, pois conforme estudos anteriores, todos estes músculos são atuantes e importantes durante o movimento. O Grande Dorsal por exemplo, é altamente ativo desde a primeira puxada até a transição, que embora não fosse uma fase executada nesta pesquisa, mas seu pico de força máximo ocorre no final da primeira, fase de transição e fase de recuperação. Já o Peitoral Maior é mais atuante na fase de pegada, o Tríceps Braquial atua no final da primeira fase da puxada, na fase de transição e principalmente na fase da recuperação.

Outra suposição ainda sobre a atuação muscular, é que o Redondo Menor, é um dos agonistas para o *snatch*, e auxiliar ao Infraespinhoso na rotação externa, é mais ativo durante a fase de primeira puxada e durante toda as fases aéreas do *snatch*. Por este músculo confundir-se anatomicamente à proximidade do Redondo Maior, pode ter recebido também manipulação durante as massagens e diminuído sua ativação em T2 (S. K. Chen et al., 2013; Ernst & Jensen, 2016; Faiz et al., 2017). Os efeitos não significativos obtido neste estudo também pode está associado ao tamanho relativamente pequeno da amostra.

Embora este estudo não tenha respondido de forma favorável à hipótese inicial, mas ainda assim, foi importante para se observarem muitos pontos de execução do *snatch*, somente possíveis através do auxílio da EMG. O importante papel da EMG é avaliação objetiva da ativação neuromuscular dentro de qualquer atividade, apresentando alta confiabilidade e uma relação muito próxima entre as medidas de atividade muscular e a força exercida na tarefa (Konrad, 2005).

Muitos estudos (Ajimsha et al., 2015; Beardsley & Škarabot, 2015; S. K. Chen et al., 2013; X. Chen et al., 2020; David Balbino Pascoal, Ana Clara Silva Carvalho, Lucas Emanuel Lemos Fontes Silva Mata, Tadeu Peixoto Lopes, Lorena Peixoto Lopes, 2019; Ernst & Jensen, 2016; Faiz et al., 2017; Joshi et al., 2018; Macdonald, 2013; Maniatakis et al., 2020; Pérez et al., 2017) que utilizaram a MFR na musculatura agonista com intuito de utilizá-la como terapia preventiva de tecidos moles e aquecimento pré-evento desportivo para ganho de flexibilidade e mobilidade, que não encontraram interferência sobre a força ou desempenho físico, afirmam que essas terapias devem fazer parte da preparação de atletas a nível de elite e estarem incluídas na rotina de treinos, sendo realizadas tanto como terapia única ou como adjuvante a outras.

Os estudos de MFR que não obtiveram alteração na força muscular podem ter em comum e diferente deste, é a utilização de outras técnicas como self-MFR com ou sem movimento articular, ou a utilização de facetas de metal como o IASTM, ou ainda uma forma de aplicação por mais ou menos tempo quando realizado por terapeuta.

Mesmo assim, segundo Schleip & Müller, (2013), a intenção de propor um treinamento contínuo à fáscia, é para promover a renovação constante da matriz extracelular e proporcionar um resultado a longo prazo, segundo os autores, de 'traje de seda', que ao mesmo tempo que o tecido é forte, ele também permite uma mobilidade articular de deslizamento suave em amplas angulações, tornando-os resilientes e resistentes à lesões.

Este foi um estudo pioneiro tanto para a EMG de superfície como para o desporto de Halterofilismo, e a importância desses achados, se confrontados com estudos futuros, serão de grande valia para as áreas da preparação de atletas de elite nesta modalidade, pois segundo S. K. Chen et al., (2013) e Qayyum Mundial et al., (2022), monitorar o desempenho muscular durante o treinamento, bem como observar as diferentes formas de atuação dos músculos dos membros superiores, tornaram-se tarefas muito importantes para os treinadores e profissionais do desporto, a fim

de prevenir lesões e alcançarem ótimos resultados nas tarefas exigidas pelos desportos de alta competição.

Mais estudos devem ser realizados com o objetivo de complementar as dúvidas que surgiram no desenvolvimento deste trabalho, relacionados ao tempo de execução para o pico máximo de atividade EMG em cada fase de levantamento do *snacth*, bem como a análise da atividade mioelétrica da musculatura antagonista, a avaliação da ADM após a MFR ou ainda a avaliação da ativação muscular após a MFR na musculatura agonista.

Secção VI

Conclusão

6 Conclusão

É possível concluir então, que as duas técnicas, tanto a MFR como a *effleurage*, de forma manual, com e sem movimento articular aplicadas à musculatura antagonista ao movimento de *snatch*/arranco induziram ao maior recrutamento dos músculos agonistas, principalmente o Trapézio Superior, durante a segunda puxada, por 1 minuto em cada músculo.

Embora o estudo tenha mostrado um aumento da contração muscular em decorrência da MFR, mas ainda assim a técnica pode ser utilizada, segundo a literatura discutida, como um mecanismo de promoção de flexibilidade, ganho de ADM, aumento de resistência dos tecidos moles e prevenção de lesões para desportivas de levantamento de peso.

Conclui-se também, que o aumento do recrutamento muscular após a MFR realizada nas mesmas condições que este estudo, pode gerar desvantagem mecânica nesse desporto, que já exige um enorme esforço físico de levantar a maior carga possível. Porém, é ainda possível de ser utilizada clinicamente por Terapeutas como conduta preventiva a estes atletas, pois mesmo não obtendo significância entre grupos, ainda assim o grupo experimental apresentou valores menores de recrutamento comparados ao controlo.

Mais estudos precisam ser realizados para sanar as dúvidas obtidas durante a pesquisa, como um placebo diferente, a barra iniciar apoiada, realizar a self-MFR ou ainda analisar o tempo médio das contrações musculares na EMG.

Conclui-se também, que não há uma base lógica para escolher a intervenção ideal e que esta pode estar relacionada à experiência ou treinamento do terapeuta, que reconhece a necessidade do tecido ou do desporto.

Conclui-se ainda que além da exigência física, esse desporto exige ainda treinamento técnico, devendo este, ser a principal estratégia de prevenção de lesões nesses atletas.

Secção VII

Referenciação Bibliográfica

7 Bibliografia

- Aasa, U., Svartholm, I., Andersson, F., & Berglund, L. (2017). Injuries among weightlifters and powerlifters: a systematic review. *Br J Sports Med*, *51*, 211–220. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096037>
- Adstrum, S., Hedley, G., Schleip, R., Stecco, C., & Yucesoy, C. A. (2017). Defining the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *21*(1), 173–177. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.11.003>
- Ajimsha, M. S., Al-Mudahka, N. R., & Al-Madzhar, J. A. (2015). Effectiveness of myofascial release: Systematic review of randomized controlled trials. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *19*(1), 102–112. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.06.001>
- Arroyo-Morales, M., Olea, N., Martínez, M. M., Hidalgo-Lozano, A., Ruiz-Rodríguez, C., & Díaz-Rodríguez, L. (2008). Psychophysiological effects of massage-myofascial release after exercise: A randomized sham-control study. *Journal of Alternative and Complementary Medicine*, *14*(10), 1223–1229. <https://doi.org/10.1089/acm.2008.0253>
- Barnes, M. F., & Barnes, M. F. (1997b). The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *1*(4), 231–238.
- Beardsley, C., & Škarabot, J. (2015). Effects of self-myofascial release: A systematic review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *19*(4), 747–758. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.08.007>
- Behara, B., & Jacobson, B. H. (2017). Acute Effects of Deep Tissue Foam Rolling and Dynamic Stretching on Muscular Strength, Power, and Flexibility in Division I Linemen. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(4), 888–892. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001051>
- Chavda, S. (2020). *Weightlifting : An Applied Method of Technical Analysis*. October. https://www.researchgate.net/publication/344750301_Weightlifting_An_Applied_Method_of_Technical_Analysis
- Cheatham, S. W., & Stull, K. R. (2018). Comparison of a foam rolling session with active joint motion and without joint motion: A randomized controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *22*(3), 707–712. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2018.01.011>
- Chen, S. K., Wu, M. T., Huang, C. H., Wu, J. H., Guo, L. Y., & Wu, W. L. (2013). The analysis of upper limb movement and emg activation during the snatch under various loading conditions. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, *13*(1), 1–13. <https://doi.org/10.1142/S0219519413500103>
- Chen, X., Chen, L., Liang, X., Zhang, H., Liao, R., Zou, Y., & Liu, G. (2020). Meta-analysis of randomized controlled trials on the flexibility and performance of muscle stretching compared with myofascial release.

International Journal of Clinical and Experimental Medicine, 13(5), 2935–2943.

Chiu, L. Z. F., & Schilling, B. K. (2005). A primer on weightlifting: From sport to sports training. *Strength and Conditioning Journal*, 27(1), 42–48.
<https://doi.org/10.1519/00126548-200502000-00008>

Clark, M. A., C. Lucett, S., & Sutton, B. G. (2012). Personal Fitness Training. In *NASM Essentials of Personal Fitness Training*.

CrossFit | Sobre os afiliados CrossFit. (n.d.). Retrieved February 7, 2023, from https://www.crossfit.com/about-crossfit-affiliates?_ga=2.134224566.697266074.1675785896-926309718.1675785896

David Balbino Pascoal, Ana Clara Silva Carvalho, Lucas Emanuel Lemos Fontes Silva Mata, Tadeu Peixoto Lopes, Lorena Peixoto Lopes, C. M. da C. (2019). Brazilian Journal of health Review Brazilian Journal of health Review. *Brazilian Journal of Health Review Síndrome*, 2, 2205.
<https://doi.org/10.34119/bjhrv3n2-138>

De Luca, C. J. (1997). Characterization of Class 1 and Class 2 Integron Gene Cassettes in Escherichia coli Strains Isolated From Urine Cultures: A Multicenter Study. *Mikrobiyoloji Bulteni*, 50(2), 175–185.
<https://doi.org/10.5578/mb.24228>

DeWeese, B. H., Serrano, A. J., Scruggs, S. K., & Sams, M. L. (2012). The clean pull and snatch pull: Proper technique for weightlifting movement derivatives. *Strength and Conditioning Journal*, 34(6), 82–86.
<https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e31826f1023>

Ernst, A. T., & Jensen, R. L. (2016). Rotator cuff activation during the Olympic snatch under various loading conditions. *Undefined*, 200–203.
<https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6360>

Faiz, M., Rahim, A., Mohamed, I. W., & Shaharudin, S. (2017). *Effects of Isokinetic versus Isotonic Training of Shoulder Joint on 2D Kinematics and Barbell Velocity during Power Clean and Power Snatch of Advanced Level of Adolescents Weightlifters*. July.
<https://doi.org/10.5923/j.sports.20170703.08>

Federação de Halterofilismo de Portugal - Distrito de Coimbra. (n.d.). Retrieved February 7, 2023, from <https://www.halterofilismo.net/clubes-aderentes/distrito-de-coimbra>

Gourgoulis, V., Aggelousis, N., Mavromatis, G., & Garas, A. (2000). Three-dimensional kinematic analysis of the snatch of elite Greek weightlifters. *Journal of Sports Sciences*, 18, 643–652. <http://www.tandf.co.uk/journals>

Grieve, R., Goodwin, F., Alfaki, M., Bourton, A. J., Jeffries, C., & Scott, H. (2015). The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(3), 544–552. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.12.004>

Gunn, L. J., Stewart, J. C., Morgan, B., Metts, S. T., Magnuson, J. M., Iglowski,

- N. J., Fritz, S. L., & Arnot, C. (2019). Instrument-assisted soft tissue mobilization and proprioceptive neuromuscular facilitation techniques improve hamstring flexibility better than static stretching alone: a randomized clinical trial. *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, 27(1), 15–23. <https://doi.org/10.1080/10669817.2018.1475693>
- Hadi, G. et al. (2012). *Three-Dimensional Kinematic Analysis Of The Snatch Technique For Lifting Different Barbell Weights*. 1568–1576. https://journals.lww.com/nsca-scj/fulltext/2012/12000/the_clean_pull_and_snatch_pull___proper_technique.14.aspx
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., & Hägg, G. (1999). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy Results of the SENIAM project. *Roessingh, The Netherlands: Research and Development*.
- HO, L. K. W. et al. (2014). Reviewing Current Knowledge In Snatch Performance And Technique: The Need For Future Directions In Applied Research. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 63, 574–586.
- International Weightlifting Federation. (2014). *Artigo de lesões IWF.pdf*. International Weightlifting Federation. <https://iwf.sport/2014/04/16/ioc-injury-and-illness-prevention-conference-hailed-a-success-with-record-participation-in-monaco/>
- Joshi, D. G., Balthillaya, G., & Prabhu, A. (2018). Effect of remote myofascial release on hamstring flexibility in asymptomatic individuals – A randomized clinical trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(3), 832–837. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2018.01.008>
- Kain, J., Martorello, L., Swanson, E., & Segó, S. (2011). Comparison of an indirect tri-planar myofascial release (MFR) technique and a hot pack for increasing range of motion. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(1), 63–67. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.12.002>
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. www.noraxon.com
- Macdonald, G. Z. et al. (2013). An Acute Bout Of Self-Myofascial Release Increases Range Of Motion Without A Subsequent Decrease In Muscle Activation Or Force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 812–821.
- Maniatakis, A., Mavraganis, N., Kallistratos, E., Mandalidis, D., Mylonas, K., Angelopoulos, P., Xergia, S., Tsepis, E., & Fousekis, K. (2020). The effectiveness of Ergon Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization, foam rolling, and athletic elastic taping in improving volleyball players' shoulder range of motion and throwing performance: a pilot study on elite athletes. *Journal of Physical Therapy Science*, 32(10), 611–614. <https://doi.org/10.1589/jpts.32.611>
- Menêses, A., Santana, F., Soares, A., Souza, B., Souza, D., Santos, M., Cyrino, E., & Ritti-Dias, R. (2013). Validade das equações preditivas de uma repetição máxima varia de acordo com o exercício realizado em adultos

- jovens treinados. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*, 18(1), 95–104. <https://doi.org/10.12820/2317-1634.2013v18n1p95>
- Moura, D. L. et al. (2019). Biomecânica e Traumatologia no CrossFit. *Revista de Medicina Desportiva Informa*, 10(2), 22–24. https://doi.org/10.23911/biomec_trauma_crossfit
- Pérez, A., Santamaria, E. K., Operario, D., Tarkang, E. E., Zotor, F. B., Cardoso, S. R. de S. N., Autor, S. E. U., De, I., Dos, A., Vendas, O. D. E., Empresas, D. A. S., Atividades, P. O., Artigo, N., Gest, G. N. R. M. D. E., Para, D. E. F., Miranda, S. F. da R., Ferreira, F. A. A., Oliver, J., Dario, M., ... Volk, J. E. (2017). Terapia Manual para Disfunção Fascial. In *BMC Public Health* (Vol. 5, Issue 1). <https://ejournal.poltektegal.ac.id/index.php/siklus/article/view/298%0Ahttp://repositorio.unan.edu.ni/2986/1/5624.pdf%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.jana.2015.10.005%0Ahttp://www.biomedcentral.com/1471-2458/12/58%0Ahttp://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&P>
- Piper, S., Shearer, H. M., Côté, P., Wong, J. J., Yu, H., Varatharajan, S., Southerst, D., Randhawa, K. A., Sutton, D. A., Stupar, M., Nordin, M. C., Mior, S. A., van der Velde, G. M., & Taylor-Vaisey, A. L. (2016). The effectiveness of soft-tissue therapy for the management of musculoskeletal disorders and injuries of the upper and lower extremities: A systematic review by the Ontario Protocol for Traffic Injury management (OPTIMA) collaboration. *Manual Therapy*, 21, 18–34. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.08.011>
- Richman, E. D., Tyo, B. M., & Nicks, C. R. (2019). Combined Effects of Self-Myofascial Release and Dynamic Stretching on Range of Motion, Jump, Sprint, and Agility Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(7), 1795–1803. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002676>
- Schleip, R., & Müller, D. G. (2013). Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(1), 103–115. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.06.007>
- Silva, P., Lott, R., Wickrama, K. a S., Mota, J., & Welk, G. (2011). Acute effects of foam rolling, static stretching and dynamic stretching during warm-ups on muscular flexibility and strength in young adults. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 32, 1–44. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2015-0012>
- Smythe, A. K. (2014). Effect of myofascial release to the chest on glenohumeral internal rotation: A comparison of practitioner-applied vs self-applied techniques. *Masters Thesis*.
- Stanek, J., Sullivan, T., & Davis, S. (2018). Comparison of compressive myofascial release and the graston technique for improving ankle-dorsiflexion range of motion. *Journal of Athletic Training*, 53(2), 160–167. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-386-16>
- Szeles, P. R. de Q., Costa, T. S. da, Cunha, R. A. da, Hespanhol, L., Pochini, A. de C., Ramos, L. A., & Cohen, M. (2020). CrossFit and the Epidemiology

of Musculoskeletal Injuries: A Prospective 12-Week Cohort Study.
Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 8(3), 1–9.
<https://doi.org/10.1177/2325967120908884>

Secção VIII

Anexos e Apêndices

8 Anexos

8.7 Apêndice 1 - Consentimento Informado Livre e Esclarecido

POLITÉCNICO DE COIMBRA COMISSÃO DE ÉTICA <small>CEIPC_CILE</small>	POLITÉCNICO DE COIMBRA COMISSÃO DE ÉTICA <small>CEIPC_CILE</small>
<p style="text-align: center;">APRESENTAÇÃO DO ESTUDO DE INVESTIGAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;"> <p>Ó termo de consentimento informado deve ser específico do Estudo de Investigação (o modelo deve ser adaptado ao estudo em causa, acrescentando outros dados considerados pertinentes ou eliminadas partes não aplicáveis). Compete ao Investigador Principal, prestar aos participantes do estudo, as informações necessárias ao consentimento livre e esclarecido.</p> </div> <p>Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar o documento de Consentimento informado livre e esclarecido.</p> <p>Título do Estudo:</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;"> <p>Efeito agudo da Libertação Miofascial na ativação muscular do movimento de Snatch/Arranque.</p> </div> <p>Este projeto está a ser desenvolvido por uma equipa de investigação Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra do Instituto Politécnico de Coimbra.</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;"> <p>O seu objetivo fundamental é <u>Analisar</u> a resposta aguda <u>eletromiográfica</u> da ativação muscular agonista no movimento de <u>Snatch/Arranque</u> após a utilização de libertação <u>miofascial</u> na musculatura antagonista.</p> <p>O procedimento experimental será feito em dois momentos: antes do protocolo de libertação <u>miofascial</u> e após o mesmo.</p> <p>Todos os métodos utilizados (Eletromiografia de Superfície e Libertação <u>Miofascial</u> manual) são seguros, não existindo qualquer risco ou experiência dolorosa da sua utilização.</p> <p>A confidencialidade e anonimato dos dados serão garantidos. A identificação far-se-á por um código, não existindo em nenhum material de referência a dados de identificação.</p> </div> <p>Após análise de toda a informação recolhida, os dados serão guardados numa base de dados protegida por palavra-passe. Os dados recolhidos são para uso exclusivo do presente estudo, não existindo quaisquer interesses financeiros a motivar o estudo.</p> <p>A sua participação é voluntária, não existindo nenhuma contrapartida financeira ou de outra natureza, à sua participação. Em qualquer momento, poderá livremente recusar ou interromper a participação no estudo, sem qualquer tipo de penalização por este facto.</p> <p>Este estudo não é financiado por qualquer bolsa ou fundo de investigação, e mereceu a aprovação da Comissão de Ética do Politécnico de Coimbra.</p> <p>Em nome da equipa de investigação do projeto, manifesto os nossos agradecimentos pela sua participação, e manifesto a nossa disponibilidade para quaisquer esclarecimentos adicionais.</p> <p>Investigador Principal do Projeto Thamyres Mourão Cavalcante, Fisioterapeuta / Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, Instituto Politécnico de Coimbra / Contacto: 925 285 037; Thamyresmourao@hotmail.com</p> <p>Assinatura do <u>investigador</u>: _____ Data: ___/___/20__</p>	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px; text-align: right;"> <p>Código do Sujeito</p> </div> <p style="text-align: center;">CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDO DE INVESTIGAÇÃO</p> <p style="text-align: center;">De acordo com a Lei 67/98 de 26 outubro, a Declaração de Helsínquia e a Convenção de Oviedo</p> <p>Título do Estudo:</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px;"> <p>Efeito agudo da Libertação <u>Miofascial</u> na ativação muscular do movimento de <u>Snatch/Arranque</u>.</p> </div> <p>Na qualidade de participante/ representante legal do participante (riscar o que não interessa) no estudo acima referido, declaro que compreendi todos os objetivos da minha participação no mesmo, pelas informações verbais e escritas que me foram fornecidas pela equipa de investigação. Foi garantida a confidencialidade e anonimização dos dados, e a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas. Desta forma, aceito de livre vontade a participação / daquele que legalmente represento (riscar o que não interessa), neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação, aceitando também a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.</p> <p>Nome Completo: _____</p> <p>Assinatura: _____ Data: ___/___/___</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 10px; text-align: center;"> <p>SE NÃO FOR O PRÓPRIO A ASSINAR POR IDADE / INCAPACIDADE (se o menor tiver discernimento deve <u>também</u> assinar em cima, se consentir)</p> <p>NOME: _____</p> <p>BI/CCNº: _____ DATA OU VALIDADE ___/___/___</p> <p>GRAU DE PARENTESCO OU TIPO DE REPRESENTAÇÃO: _____</p> <p>ASSINATURA _____</p> </div> <p style="text-align: center; font-size: small;">ESTE DOCUMENTO É FEITO EM DUPLICADO: UMA VIA PARA O INVESTIGADOR, OUTRA PARA QUEM CONSENTE</p>
<p>1 de 2 Modelo CEIPC_CILE</p>	<p>2 de 2 Modelo CEIPC_CILE</p>

8.8 Apêndice 2 - Carta de Informação aos Sujeitos

CARTA DE INFORMAÇÃO AOS SUJEITOS

Identificação do estudo

Efeito agudo da Libertação Miofascial na ativação muscular no movimento de Snatch/Arranque.

Identificação do investigador responsável e forma de ser contactado:

Maria António Castro; macastro@med.up.pt; tlm: 919909518

Thamyres Mourão Cavalcante; Thamyresmourao@hotmail.com; tlm: 925285037

Objetivo do estudo

Este estudo tem como objetivo desenvolver conhecimentos que permitam analisar o efeito agudo da Libertação Miofascial sobre a força executada pelos músculos agonistas no movimento de Snatch/Arranque a partir da segunda fase de puxada da barra para cima da cabeça (Hi-Hang Power Snatch), antes e após a Libertação Miofascial dos seus antagonistas.

Sequência dos Procedimentos

1º Depois do preenchimento do documento de Consentimento Informado (CI) e determinação do lado dominante, começamos por efetuar um teste de estimado de 1RM para o movimento de Hi-Hang Power Snatch, que será precedido por um aquecimento específico com PVC e depois com barra oficial (20kg barra masculina/15kg feminina).

2º Depois colocaremos os elétrodos de atividade muscular, precedido por uma preparação da pele através de uma limpeza mais específica, para que o sinal seja genuíno.



3º Depois prosseguiremos para a recolha de dados durante o movimento de Hi-Hang Power Snatch, realizando 3 repetições com 80% do 1RM encontrado, com intervalo de 30" entre elas.



Pedimos-lhe que traga um fato de treino conforme um dia de treino normal.

Prevermos que a totalidade dos procedimentos possa demorar cerca de 60 minutos.

4º Realizaremos a manobra de Libertação Miofascial na região do braço e tórax por cerca de 5', depois voltaremos a realizar o movimento teste com a mesma carga.



Riscos da participação no estudo.

Os riscos associados ao estudo são praticamente nulos, limitando-se àqueles derivados da fadiga física pela realização repetitiva deste movimento, o cansaço pela duração das medições ou leve incómodo pela colocação da instrumentação para a análise.

Benefícios.

Este estudo dará aos desportistas de alta performance, bem como aos desportistas amadores que também usufruem de desportos de alta intensidade, seja em volume de carga ou de resistência, subsídios para a prevenção de lesões desportivas, bem como a progressão em desempenho atlético.

Custos.

Os gastos com os testes do estudo serão cobertos pelo projeto. A sua participação não terá custos.

Confidencialidade dos dados e resultados do estudo.

Cada participante receberá um código. Os dados recolhidos apenas conterão o código, de modo que não seja relacionada a informação obtida com a identidade do sujeito. Será aplicada a legislação vigente sobre a proteção de dados, a Declaração de Helsínquia e da Organização Mundial da Saúde referente à experimentação envolvendo seres humanos.

Ser-lhe-á dado tempo para refletir sobre a aceitação ou não em participar do estudo, permitindo que possa ouvir a opinião de familiares e/ou amigos, e terá plena Liberdade em vossa decisão.

Sua participação será voluntária e poderá desistir em qualquer momento sem que daí advenham quaisquer consequências, nomeadamente no relacionamento com os investigadores.

É garantida a privacidade e a confidencialidade dos dados recolhidos.

Este projeto está a ser desenvolvido por uma equipa de investigação Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra do Instituto Politécnico de Coimbra.

8.9 Apêndice 3 – Sequência de Aplicação

SEQUENCIA DA APLICAÇÃO:

Antes da chegada dos Sujeitos:

1. Determinar os canais a cada músculo e ordem de colocação;
2. Conectar o aparelho de EMG ao PC;
3. Preparar o programa, anulando os canais inutilizados; (Ex.: 5,6,7 e 8)
4. Preparar o espaço e o material para a recolha;
5. Preparar a Marquese e o óleo para a realização da Libertação Miofascial.

Depois da Chegada dos Sujeitos: (15')

6. Apresentação e explicação dos procedimentos de recolha; 2'
7. Preenchimento do CI; 3'
8. Estabelecer o lado dominante (dmt): "Qual o lado de mais força, na sua opinião?"

PROTOCOLO DE RECOLHA DE EMG

• PASSO 1: Aquecimento

1. Aquecimento do movimento de Snatch e do movimento específico (Hi-Hang Power Snatch) com PVC; 1'
2. Mesmo aquecimento com barra oficial (Homens 20kg/Mulheres 15kg); 1'
3. Descanso (2') e Carregar a barra com a carga estimada: "você consegue estimar uma carga para 1RM de Hi-Hang Power Snatch?"
4. Montar a barra com a carga para realizar até 10 repetições.

• PASSO 2: Teste 1RM

1. Realização do Teste de 1RM; 2'
2. Descanso 5'
3. Aplicação da Fórmula de Epley: $1RM = ((0,0333 \times \text{reps}) \times \text{carga}) + \text{carga}$;
4. Estabelecimento dos 80% 1RM
5. Aplicação dos elétrodos

• PASSO 3: Aplicação dos elétrodos


1. Aparelhagem sequencial EMG:

(rapar pelos, limpar com pré-tapping embebido em álcool, retirar pelos com adesivo, fixar os elétrodos pedindo uma contração muscular para maior precisão)

1. Trapézio fibras superiores
2. Deltoide fibras médias
3. Infraespinhoso
4. Bíceps Braquial
5. Elétrodo Terra no Manúbrio do Esterno

Ordem	Músculo	Canal
1º	Trapézio Superior dmt	1
2º	Deltoide Médio dmt	2
3º	Infraespinhoso dmt	3
4º	Bíceps Braquial dmt	4

MÚSCULO	COLOCAÇÃO	MVC	IMAGEM
TRAPÉZIO SUPERIOR	Sentado, ereto e com os braços pendurados ao longo do corpo. Traça-se a meia distância entre o acrómio e a coluna vertebral.	Eleve-se o ombro e gira a cabeça Y-lateral com um inclinação para cima. Aplica-se pressão de depressão do ombro e contra a cabeça na direção de flexão antero-lateral.	
DELTOIDE FIBRAS MÉDIAS	Sentado com os braços ao longo do corpo, traça-se uma linha entre o acrómio e o epicôndilo lateral, e identifica-se a maior protuberância do músculo.	Abduzir o braço sem realizar rotação, flectindo o cotovelo e aplicar a força na superfície dorsal da extremidade distal do úmero.	
INFRAESPINHOSO	Sentado, ombro abduzido à 90º, identificar a 1/3 distância entre a espinha e o ângulo inferior da omoplata, palpando há 2 cm lateralmente ao bordo medial da omoplata. Observar a maior protuberância do músculo.	O ombro abduzido à 45º com uma rotação externa completa, uma mão abaixo do cotovelo e a outra na extremidade distal do úmero.	

BÍCEPS BRAQUIAL	Sentado, cotovelo flectido à 90 e antebraço supinado, identifica-se a meia distância de uma linha traçada entre o acrômio e o 1/3 superior da fossa cubital.	Uma mão apoiada sob o cotovelo para proteger da depressão do braço e a outra realiza a no antebraço a realizar a extensão do cotovelo.	
------------------------	--	--	---

• **PASSO 4: Mensuração da máxima contração voluntária (MCV)**

- 3 repetições isométricas de Sholder press com a pega de Snatch: (3')

Sujeito sentados em baixo do Hack, com a barra ao nível da cervical, mãos na distância da pega de Snatch, barra com uma carga bastante elevada, suficiente para n^o ser deslocada e realizada a contração isométrica para a MCV;

• **PASSO 5: Registro Eletromiográfico: (6')**

- 3 repetições válidas com 80% do RM encontrado
- Descanso de 1'30" entre as repetições;

• **PASSO 5: Aplicação do Protocolo de Libertação Miofascial: (5')**

➤ **Grupo Intervenção:**

digito-pressão (30") sem movimentação do membro,



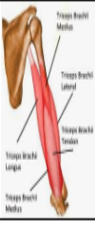


digito-pressão com mobilização ativa do membro (30")

(Flexão ou Abdução do ombro e flexão do cotovelo para o Tríceps braquial);

➤ **Grupo Controlo:**

Massagem com deslizamento superficial com a palma da mão (1');

Ordem	Músculo	Imagem
	Decúbito Dorsal	

1º	Peitoral Maior	
2º	Serrátil Anterior	
3º	Tríceps Braquial	
Decúbito Lateral		
4º	Redondo Maior	 Redondo Maior
5º	Grande Dorsal	 Trápézio. Grande Dorsal.

• **PASSO 6: Nova recolha**

Realização de 3 repetições válidas com 80% do RM, (1'30") de descanso entre reps; (6')