



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Bárbara Gama da Silva

**Análise do comportamento de variáveis eletromiográficas e
cinemáticas nas subfases do supino paralímpico em atletas de elite**

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2019

Bárbara Gama da Silva

**Análise do comportamento de variáveis eletromiográficas e cinemáticas nas
subfases do supino paralímpico em atletas de elite**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

Coorientador: Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Guilherme Gularde de Agostini

Prof. Dr. Lacordaire Kemel Pimenta Cury

Prof. Dr. Thiago Montes Fidale

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2019

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

S586	Silva, Bárbara Gama da, 1990-
2019	Análise do comportamento de variáveis eletromiográficas e cinemáticas nas subfases do supino paralímpico em atletas de elite [recurso eletrônico] / Bárbara Gama da Silva. - 2019.
<p>Orientador: Adriano Alves Pereira. Coorientador: Silvio Soares dos Santos. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Elétrica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.te.2019.2511 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p>	
<p>1. Engenharia elétrica. I. Pereira, Adriano Alves, 1964-, (Orient.). II. Santos, Silvio Soares dos, 1958-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.</p>	
CDU: 621.3	

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4707 - www.posgrad.feelt.ufu.br - cobel@ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Elétrica				
Defesa de:	Tese de Doutorado, 259, PPGEELT				
	Dezoito de dezembro de dois mil e dezenove	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	16:45
Matrícula do Discente:	11623EEL002				
Nome do Discente:	Bárbara Gama da Silva				
Título do Trabalho:	Análise do comportamento de variáveis eletromiográficas e cinemáticas nas subfases do supino paralímpico em atletas de elite				
Área de concentração:	Processamento da informação				
Linha de pesquisa:	Engenharia biomédica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Título: Desenvolvimento e aplicação de diferentes metodologias na análise do movimento de supino paralímpico Agência Financiadora: Não se aplica Início 22/04/2014 Término 12/06/2019 No. do Projeto na agência: 1.160.323 Professor Coordenador: Silvio Soares dos Santos				

Reuniu-se no Anfiteatro 1E, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta: Professores Doutores: Guilherme Gularde de Agosni - FAEFI/UFU; Silvio Soares dos Santos - FAEFI/UFU; Lacordaire Kemel Pimenta Cury - IFGOIANO; Thiago Montes Fidale - UFG; Adriano Alves Pereira - FEELT/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Adriano Alves Pereira, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ulmada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do tulo de [Doutor](#).

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pernente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Adriano Alves Pereira, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/12/2019, às 16:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Lacordaire Kemel Pimenta Cury, Usuário Externo**, em 18/12/2019, às 16:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Thiago Montes Fidale, Usuário Externo**, em 18/12/2019, às 16:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Guilherme Gularte de Agos ni, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/12/2019, às 16:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Silvio Soares dos Santos, Usuário Externo**, em 18/12/2019, às 17:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site http://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0&no=0 informando o código verificador **1701280** e o código CRC **5CA6773E**.

Referência: Processo nº 23117.100059/2019-11

SEI nº 1701280

Resumo

Com o aumento significativo da prática da modalidade de supino paralímpico, estudos vêm sendo realizados com o intuito de compreender os mecanismos envolvidos na prática, auxiliando assim, no desenvolvimento de programas de treinamento do fitness ao alto rendimento. O objetivo geral desse estudo é verificar o comportamento de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos das fases excêntrica e concêntrica do movimento de supino paralímpico em atletas de alto rendimento, assim as variáveis de RMS, Fmédia e Fmediana (F50) foram analisadas para os músculos peitoral maior, tríceps braquial e deltóide anterior. Participaram do estudo 4 indivíduos do gênero feminino com idade entre 23 e 48 anos (média de $39,8 \pm 11,2$) e 6 indivíduos do gênero masculino com idade entre 18 e 41 anos (média $26,5 \pm 8,0$) que foram conduzidos a realizar 3 tentativas a 95% da carga de 1CVM (Contração Voluntária Máxima), obedecendo as regras da modalidade. Para a análise dos resultados, foram plotados os gráficos de deslocamento e velocidade da barra, a fim de identificar as subfases do movimento. Foi verificado que o valor RMS dos músculos peitoral e deltóide apresentam maiores valores de ativação em todas as subfases do movimento. Já para as variáveis no domínio da frequência o músculo tríceps apresentou altos valores especialmente na fase concêntrica do movimento de supino o que sugere que sua taxa de disparo seja maior que a dos outros músculos.

Palavras-chaves: Supino Paralímpico. Eletromiografia. Cinemetria. Biomecânica.

Abstract

With the significant increase in the practice of the Paralympic Powerlifting sport, studies have been conducted to understand the mechanisms involved in the practice, thus assisting in the development of high performance fitness training programs. The main objective of this study is to verify the behavior of electromyographic and kinematic parameters of the eccentric and concentric phases of the Paralympic bench press movement in high performance athletes, so the RMS, Mean Frequency and Frequency Median (F50) variables were analyzed for the pectoralis major, triceps brachii and anterior deltoid. Participants were 4 females aged 23 to 48 years (mean 39.8 ± 11.2) and 6 males aged 18 to 41 years (mean 26.5 ± 8.0). To perform 3 attempts at 95% of the 1RM load, obeying the rules of the modality. For the analysis of the results, the graphs of displacement and velocity of the bar were plotted to identify the sub-phases of the movement. It was found that the RMS value of the pectoral and deltoid muscles presented higher activation values in all movement sub-phases. For the frequency domain variables, the triceps muscle presented high values especially in the concentric phase of the bench press movement suggesting that its firing rate is higher than that of the other muscles.

Keywords: IPC Powerlifting, Electromyography, Kinematics, Biomechanics

*A Deus, aos meus pais Claudete e
Adelmar (in memorian), irmãos
Marco Túlio e Jéssica, meus
familiares e amigos.*

Agradecimentos

A Deus por estar sempre a frente de todas as minhas escolhas me guiando.

A minha mãe querida e aos meus irmãos Jéssica e Marco Túlio pelo apoio, suporte, amor e carinho em toda minha vida, mas especialmente nos momentos de desespero.

Aos meus amigos pelos momentos de descontração e pelas palavras de incentivo sempre que precisei.

Ao meu orientador Adriano Alves Pereira que sempre esteve disposto a me ajudar quando precisei e que me proporcionou uma experiência incrível em uma área que não era a minha de formação.

Ao meu coorientador Silvio Soares dos Santos pela oportunidade única de poder pesquisar uma área que tenho muito apreço e pela paciência e troca de conhecimento.

Aos atletas e técnicos da Seleção Paralímpica Brasileira de halterofilismo pela participação nessa pesquisa.

Ao CNPq, à CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

A todos que contribuíram de forma direta ou indireta para o desenvolvimento desse estudo.

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes”. (Marthin Luther King)

Sumário

RESUMO.....	I
ABSTRACT.....	II
LISTA DE FIGURAS.....	VII
LISTA DE TABELAS	VIII
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	13
OBJETIVO GERAL.....	15
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
ORGANIZAÇÃO DA TESE	15
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
MATERIAIS E MÉTODOS.....	30
DETALHAMENTO DA AMOSTRA.....	30
FERRAMENTAS E TÉCNICAS	31
PROTOCOLO DE COLETA.....	35
ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	37
ANÁLISE ESTATÍSTICA	39
RESULTADOS.....	40
CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS.....	40
CARACTERÍSTICAS NO DOMÍNIO DO TEMPO (VALOR RMS).....	41
CARACTERÍSTICAS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA (FREQUÊNCIA MÉDIA E F50).....	42
CARACTERÍSTICAS DA VELOCIDADE DE DESLOCAMENTO DA BARRA.	44
DISCUSSÃO.....	48
CONCLUSÃO	54
LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	55
TRABALHOS FUTUROS.....	55
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57
ANEXOS	72

Lista de Figuras

Figura 1:	Comportamento típico do deslocamento da barra na vertical e velocidade da barra no movimento.....	20
Figura 2:	Myosystem Br1 P-86.....	32
Figura 3:	Posicionamento do eletrodo no músculo Tríceps Braquial.....	33
Figura 4:	Posicionamento dos eletrodos nos músculos Deltóide Anterior e Peitoral Maior (parte clavicular).....	33
Figura 5:	Posicionamento das câmeras de reconstrução tridimensional.....	34
Figura 6:	Ilustração do posicionamento dos marcadores reflexivos ao longo da barra.....	34
Figura 7:	Visualização da interface utilizada para o registro da cinemetría.....	35
Figura 8:	Curva típica de velocidade	38
Figura 9:	Representação gráfica dos valores médios de RMS dos músculos estudados em cada uma das fases.....	42
Figura 10:	Representação gráfica dos valores médios de F50 dos músculos estudados em cada uma das fases.....	44
Figura 11:	Representação gráfica dos valores médios de Fmédia dos músculos estudados em cada uma das fases.....	45
Figura 12:	Representação gráfica curvas de deslocamento e velocidade da barra utilizadas para a divisão das subfases	46
Figura 13:	Representação gráfica dos valores médios de velocidade da barra.....	47

Lista de Tabelas

Tabela 1:	Descrição da fase preparatória do movimento de supino	47
Tabela 2:	Descrição da fase excêntrica do movimento de supino	47
Tabela 3:	Descrição da fase concêntrica do movimento de supino	48
Tabela 4:	Características básicas dos sujeitos	52
Tabela 5:	Representação dos valores médios do RMS normalizado dos músculos estudados em cada uma das fases expressos em microvolts (μ V).....	54
Tabela 6:	Representação dos valores médios da F50 dos músculos estudados em cada uma das fases expressos em Hertz (Hz).....	58
Tabela 7:	Representação dos valores médios da Fmédia dos músculos estudados em cada uma das fases expressos em Hertz (Hz).....	60
Tabela 8:	Representação dos valores médios da velocidade da barra em cada uma das fases expressos em cm/s	44
Tabela 9:	Representação dos valores médios do tempo de deslocamento da barra em cada uma das subfases expressos em segundos	46

Lista de Abreviaturas e Siglas

ADM	Amplitude de Movimento
Ag/AgCl	Prata/Cloreto de Prata
CAE	Ciclo Alongamento- Encurtamento
CEP/UFU	Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia
CPB	Comitê Paralímpico Brasileiro
DA	Deltoide Anterior
EMG	Eletromiográfico
F50	Frequência Mediana
IPC	<i>International Paralympic Committee</i>
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
RM	Repetição Máxima
RMS	<i>Root Mean Square</i>
PM	Peitoral Maior
sEMG	Sinal eletromiográfico
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
TB	Triceps Braquial

Capítulo 1

Introdução e Justificativa

Atualmente, a procura pelo esporte competitivo vem crescendo de forma expressiva e nas modalidades paralímpicas não tem sido diferente. Essas vêm sendo importante opções para indivíduos que se encontram no sedentarismo, reabilitação ou na iniciação esportiva (MARQUES; MARINHO, 2009). Medola, Elui e Santana(2010) afirmam que o esporte para indivíduos com deficiência oferece diversos benefícios, desde a melhora em sua autoestima como na qualidade física, a partir daí o esporte adaptado passa a originar o crescimento do esporte paralímpico.

O supino paralímpico, como é conhecido na atualidade, surgiu no ano de 1964 nas Paralimpíadas de Tóquio. Inicialmente participavam da modalidade apenas atletas com lesões na coluna vertebral, porém atualmente são elegíveis para competir indivíduos amputados, *les autres* com limitações mínimas, atletas das classes de paralisia cerebral e atletas das classes de lesões na medula espinhal. São dez categorias femininas e dez masculinas sendo que os atletas são categorizados por peso corporal, como o halterofilismo convencional, e a principal regra é estender completamente os braços com não mais do que vinte graus de perda em ambos os cotovelos, para que o movimento seja validado (Comitê Paralímpico Brasileiro, 2014).

Na modalidade de supino paralímpico os atletas têm como objetivo levantar a maior carga possível em três tentativas. Para que essa carga seja válida o atleta deve cumprir uma série de requisitos que são analisados por três árbitros que consideram a tentativa como correta ou incorreta. Os árbitros ficam atentos à execução contínua do movimento e à parada nítida da barra no peito e, ainda sim, outras condições devem ser observadas, tais como respeitar os sinais sonoros emitidos pelo árbitro chefe e não bater a barra no suporte (Comitê Paralímpico Brasileiro, 2014).

Com o aumento significativo da prática da modalidade, estudos vêm sendo realizados com o intuito de compreender os mecanismos envolvidos na prática, auxiliando assim, no desenvolvimento de programas de treinamento do fitness ao alto rendimento. A identificação de parâmetros que influenciem na execução do movimento, bem como o diagnóstico individual em relação às falhas técnico-motoras registradas e a avaliação do desempenho, mostram-se de fundamental importância uma vez que a descrição de diversos exercícios específicos para uma modalidade ainda é determinada a partir de observações visuais, teóricas ou anatômicas, que podem estar frequentemente incompletas (DOS SANTOS; GUIMARÃES, 2002; AMADIO et al., 1999).

O processo de interpretação do sinal eletromiográfico (sEMG) possibilita uma visão da coordenação da atividade muscular. Por meio do mesmo, pode-se determinar padrões temporais da atividade muscular e consequentemente indicar parâmetros a respeito da técnica do movimento, por exemplo, verificando a velocidade e padrão de recrutamento da ação muscular para grupos musculares específicos e de interesse para cada modalidade esportiva (ENOKA; FUGLEVAND, 2001). A sincronização do sinal eletromiográfico com outro sistema de avaliação que defina parâmetros de natureza cinemática e/ou dinâmica mostra-se eficiente para que exista maior segurança em interpretar movimentos de natureza complexa e orientada ao rendimento máximo através da correção e otimização do gesto esportivo (CORREIA; SANTOS; VELOSO, 1993; ENOKA; FUGLEVAND, 2001 ; MOESLUND; HILTON; KRÜGER, 2006)

A escassez de estudos desenvolvidos na área motiva o desenvolvimento de pesquisas no sentido de compreender e explorar os mecanismos e os fatores que os influenciam neste gesto motor que apresenta elevada relevância não somente para o esporte paralímpico, mas também para o entendimento de movimentos que envolvam força e potência utilizando membros superiores. Devido à alta carga envolvida no movimento de supino paralímpico, entender como ocorre os mecanismos cinemáticos e eletromiográficos em diferentes períodos da fase excêntrica e concêntrica pode ser fator determinante para evitar a fadiga precoce, lesões musculoesqueléticas e técnicas incorretas, consequentemente melhorando o desempenho do atleta em treinos e competições.

Objetivo Geral

O objetivo geral desse estudo é verificar o comportamento de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos das fases excêntrica e concêntrica do movimento de supino paralímpico em atletas de alto rendimento.

Objetivos Específicos

Com a intenção de alcançar o objetivo principal desta tese, foram estipulados objetivos específicos, listados a seguir:

- Verificar o comportamento no domínio do tempo (RMS) e no domínio da frequência (Frequência Média e Frequência Mediana – F50) nas subfases do movimento de supino paralímpico
- Relacionar os valores de ativação eletromiográfica da fase excêntrica com os valores obtidos nos subfases da fase concêntrica.
- Quantificar o tempo de parada da barra entre as fases excêntrica e concêntrica

Organização da Tese

O Capítulo 2 é composto pela revisão da literatura, na qual é realizada a fundamentação teórica da tese englobando, o movimento de supino e suas fases, a biomecânica como ferramenta de estudo e por fim a definição de halterofilismo paralímpico e suas regras.

Os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento da dissertação são expostos no Capítulo 3. Inicialmente, são exibidas as características da amostra. Em seguida são demonstrados os critérios de elegibilidade requeridos para participar do estudo. Além disso, são descritas as técnicas e ferramentas utilizadas para a avaliação do movimento, bem como os aparelhos e instrumentos utilizados para captação dos sinais fisiológicos. Ainda neste capítulo é demonstrada a análise estatística utilizada neste trabalho.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados da dissertação. Foram realizadas diversas análises com o intuito de melhor entender as características do movimento realizado. Por meio da estatística descritiva, são aplicados testes que verificam existência de diferenças significativas entre as fases.

Por fim, o Capítulo 5 apresenta as discussões e o Capítulo 6 as conclusões da tese, demonstrando suas contribuições e, ainda, sugestões de possíveis trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

A fundamentação teórica da presente tese aborda inicialmente o movimento de supino, sua conceituação, anatomia e suas fases. Posteriormente, abordamos a forma como pode-se avaliar biomecanicamente esse gesto esportivo, assim como trabalhos já desenvolvidos nessa área. Encerrando este capítulo, apresentamos o supino paralímpico, suas peculiaridades e regras básicas.

O movimento de supino

O exercício de supino, em todas suas variações, é atualmente um dos mais utilizados para o desenvolvimento da musculatura superior do tronco devido o recrutamento de grandes massas musculares para aumentar a geração de força máxima (JUDGE; BURKE, 2010; TREBS; BRANDENBURG; PITNEY, 2010). O complexo do ombro, constituído pelas articulações glenoumral, acromioclavicular, esternoclavicular, coracoclavicular e escapulotoráxica unidas, formam a junta mais dinâmica e móvel do corpo humano que é responsável por ligar o membro superior ao tronco. Devido à grande mobilidade da articulação glenoumral, músculos agonistas, antagonistas e sinergistas devem ter uma ativação eficiente e proporcional para que a resultante das forças aplicadas não implique em um deslocamento da mesma, implicando em uma possível lesão (SIMON; VICENZINO; WRIGHT, 1997). Os principais músculos envolvidos no complexo do ombro são: Deltóide, Peitoral Maior, Supra espinal, Coracobrachial, Latíssimo do Dorso, Redondo Maior, Infra espinal, Redondo Menor e Subescapular (HALL, 2000).

Outra importante articulação envolvida no movimento de supino é a do cotovelo. Esta é responsável pelo suporte para o sistema de alavanca do antebraço sendo formada pela junção das articulações umeroulnar e umerorradial (MARGARETA; FRANKEL, 2004). Apesar dessa articulação não ser considerada de sustentação, ela frequentemente suporta grandes cargas durante as atividades diárias e, cargas ainda maiores podem ser aplicadas sobre ela, durante a execução de gestos esportivos (HUI; CHAO; AN, 1978; LOFTICE et al., 2004; SABICK et al., 2004).

Do ponto de vista cinesiológico o exercício de supino pode ser analisado em dois períodos distintos: quando há o afastamento da barra em relação ao tórax (fase concêntrica) e quando há a aproximação da barra em relação ao tórax (fase excêntrica). Durante ambas, a ativação acontece nos mesmos músculos, uma vez que a resistência externa age verticalmente para baixo, no sentido da ação da força gravitacional e, que dessa forma, define a ação muscular concêntrica e excêntrica. Existe ainda a ativação isométrica, em que o músculo produz força sem mudanças significativas no seu comprimento nem alterações macroscópicas no ângulo das articulações envolvidas (HAMILL, 1999; MARCHETTI et al., 2010).

Quando ocorre a rápida realização de movimentos em que as ações musculares concêntricas são precedidas por ações musculares excêntricas o músculo executa uma função natural conhecida como ciclo alongamento-encurtamento (CAE) (KOMI, 2006). Quando essa função é utilizada de maneira adequada, a ação muscular excêntrica potencializa ação concêntrica subsequente. Esse aumento do desempenho muscular concêntrico durante o CAE tem sido amplamente estudado, e uma das principais explicações para esse fenômeno é a capacidade de armazenamento e utilização de energia elástica e a ação de potencial reflexo (TURNER; JEFFREYS, 2010). Para que o CAE tenha um aproveitamento adequado é mencionado três condições que parecem ser determinantes: A pré-ativação muscular programada antes da fase excêntrica, um curto período de transição entre as ações musculares excêntricas e concêntricas e uma maior velocidade angular da ação muscular excêntrica (KOMI; GOLLHOFER, 1997) .

Estímulos advindos tanto de ações concêntricas quanto de ações excêntricas são comumente utilizados e mostraram-se capazes de gerar adaptações significativas no sistema musculoesquelético, especialmente relacionadas aos níveis de força (BRENTANO; MARTINS KRUEL, 2011).

Diante das diversas variações que o supino pode apresentar (reto, inclinado, declinado, com halteres, com superfície instável, diferentes larguras na empunhadura) esse exercício vem se tornando um importante objeto de estudo nas áreas de cinesiologia e biomecânica. Assim, a identificação das peculiaridades de cada movimento e sua adequação aos objetivos do treinamento é uma tarefa que exige uma interação complexa de conhecimentos de áreas diversas. Estudos mostram que a utilização de pesos livres, em comparação ao uso de máquinas, exige maior recrutamento muscular devido à maior exigência de controle motor em três dimensões, o que pode gerar maior ativação (HATFIELD, 1993; MCCAW; FRIDAY, 1994), porém, advém do profissional responsável pelo treinamento a tarefa de utilizar-se de diferentes estímulos e variações para que os objetivos, quaisquer que sejam eles, sejam cumpridos de forma eficiente.

Fase concêntrica no movimento de supino

Uma ação muscular é caracterizada como concêntrica quando há o encurtamento das fibras musculares de forma a gerar forças contra resistências externas, como por exemplo levantar um peso, arremessar um objeto ou tomar impulso contra o solo (HAMILL, 1999) além de aproximar a origem e a inserção do músculo.

Quando é realizada a análise do desempenho no exercício de supino, ações musculares concêntricas realizadas isoladamente geram menor força e potência quando comparadas às ações musculares concêntricas precedidas por ações musculares excêntricas (MIYAGUCHI; DEMURA, 2008). Diversos estudos demonstram que a utilização do CAE em protocolos de treinamento com intensidades máximas e submáximas vem se mostrando eficiente para o aumento de desempenho em variáveis de força e potência (MCBRIDE et al., 2010)(SAKAMOTO; SINCLAIR, 2006).

O período de *Sticking*

Pesquisas realizadas *a priori* apresentaram que em cargas máximas e submáximas (acima de 90% de 1 CVM – Contração Voluntária Máxima) ocorre um aumento da velocidade após o início da fase concêntrica seguido de uma diminuição e um novo aumento após este ponto (MADSEN; MCLAUGHLIN, 1984; NEWTON et al., 1997). Esta fase é chamada de “período de sticking” e acontece aproximadamente 0,2 segundo após a barra

perder o contato com o peito e pode ter duração de até 1,0 segundo após esse momento (ELLIOTT; WILSON; KERR, 1989).

Madsen e McLaughlin (1984) encontraram em tentativas de 1RM executadas com êxito um instante em que a aceleração da barra diminui, ou até mesmo se detém por um breve período de tempo, sendo seguida por um novo acréscimo em sua velocidade. Esse momento foi denominado cientificamente de *sticking point* sendo caracterizado por ser um período crítico em que existe maior chance de falha do movimento (LANDER et al., 1985).

O movimento de supino possui 4 fases: a fase excêntrica, pré-*sticking* (menor ponto vertical da barra até o primeiro pico de velocidade da barra), *sticking* (velocidade máxima da barra até a menor velocidade da fase concêntrica) e pós-*sticking* (segundo pico de velocidade da barra até que se alcance o mesmo tamanho do período de *sticking*) (Figura 1) (MADSEN; MCLAUGHLIN, 1984; ELLIOTT; WILSON; KERR, 1989; NEWTON et al., 1997; VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2009).

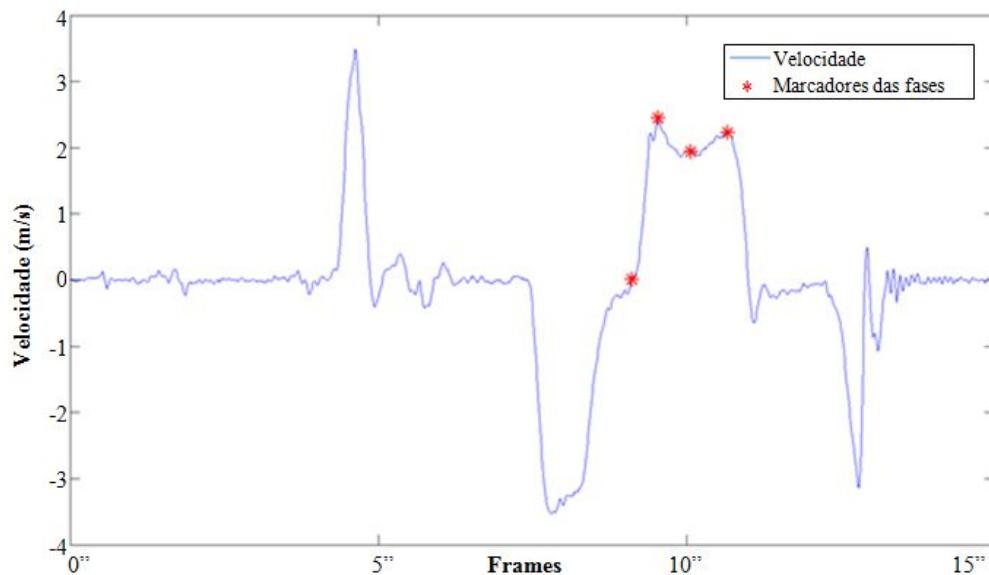


Figura 1: Comportamento típico da curva de velocidade da barra no movimento descrito por Silva (2015) no movimento de supino.

Os pressupostos teóricos constatam que tanto em movimentos completos (fase excêntrica seguida imediatamente da concêntrica), quanto em movimentos estritamente

concêntricos existe a fase de *sticking*. Van den Tillaar e Ettema (2013) verificaram em seu estudo que em movimentos puramente concêntricos os músculos envolvidos na execução do mesmo sofrem uma diminuição significativa em sua ativação, o que indica que, para esta condição, o músculo não sofre uma contração máxima. Os autores citam que uma explicação plausível para o fenômeno é a perda de força elástica que poderia ser produzida na fase excêntrica.

Fase excêntrica no movimento de supino

Um músculo que é submetido a um torque externo maior do que o torque gerado pelo músculo e, consequentemente, sofre um alongamento, é caracterizado como uma ação excêntrica e são comumente utilizadas para desacelerar movimentos, “absorver choques”, ou armazenamento de energia para que essa seja utilizada em uma ação muscular subsequente (LASTAYO et al., 2003; HAMILL, 1999). Pressupostos teóricos demonstram que após ações excêntricas existe um acréscimo na atividade neural; inversão no padrão de ativação da unidade motora; adaptações neurais secundárias mais rápidas e maior resistência ao treinamento; atenuação da atividade simpática; sEMG reduzido para os mesmos níveis de força e maior sinal antes do início do movimento (quando comparados a ações concêntricas); além de evidenciar maior resistência de ligamentos e tendões, quando comparados com exercícios concêntricos em intensidades semelhantes (TESCH et al., 1990; CARRASCO; DELP; RAY, 1999; FARTHING; CHILIBECK, 2003; WASIELEWSKI; KOTSKO, 2007). A maior hipertrofia causada por essa contração sugere a associação entre o fato da excêntrica produzir danos mais significativos, consequentemente adaptações mais perceptíveis morfológicas e funcionais (força e resistência dos tecidos) (BARROSO; TRICOLI; UGRINOWITSCH, 2008). Em estudo desenvolvido por Moore et al. (2005) foi identificado que músculos submetidos à contração muscular excêntrica apresentam um aumento mais rápido na síntese proteica miofibrilar.

Apesar dos benefícios, estudos demonstram que movimentos excêntricos são indutores de lesões musculoesqueléticas, sendo que esses pode modificar a função de unidades motoras em níveis elevados de contração nas fases iniciais (PIITULAINEN; HOLOBAR; AVELA, 2012). Parr et al. (2009) realizaram um estudo em que foram analisadas respostas dos parâmetros funcionais (força e amplitude de movimento/ADM) e clínicos (dor) após 24 horas o treinamento excêntrico a 140% de 1 CVM. Foram identificados início de dor e maior perda de força e ADM quando comparados com exercícios

concêntricos/excêntricos. Porém, devido à sua alta plasticidade, o tecido muscular pode se tornar menos suscetível a novos danos quando a prática de ações excêntricas é corretamente incluída nas rotinas de treinamento, podendo assim, auxiliar na prevenção de lesões esportivas e no tratamento das mesmas (PROSKE et al., 2004).

A especificidade do treino desempenha um papel fundamental na promoção das adaptações neuromusculares e duas variáveis vêm sendo amplamente investigadas: o modo de contração muscular e a velocidade do movimento executado (PADDON-JONES et al., 2005). O treino excêntrico de alta velocidade parece ser mais efetivo do que o treino excêntrico em baixa velocidade ou do que o treino concêntrico em qualquer velocidade para promover ganhos de massa e força muscular para sujeitos não treinados (FARTHING; CHILIBECK, 2003). A maneira como o tipo de contração e a velocidade de trabalho interferem no exercício excêntrico mostram ser de importância singular, uma vez que podem influenciar diretamente no treinamento de forma que ele promova as adaptações esperadas.

A biomecânica como ferramenta de análise em esportes

O aperfeiçoamento das técnicas para melhorar o gesto esportivo e/ou lesões é dependente da combinação de métodos de mensuração dos fatores que influenciam no desempenho esportivo. A biomecânica pode ser definida como a avaliação de um organismo vivo e o efeito de determinadas forças sobre esse organismo (HAMILL, 1999). Assim, a biomecânica esportiva tem desenvolvido procedimentos e técnicas de investigação para caracterizar e otimizar o treinamento e o desenvolvimento do gesto esportivo por meio de conhecimentos teórico-práticos que analisa, descreve e modela matematicamente o movimento humano (CARPENTER, 2005). Por meio de tecnologias específicas é possível ter um entendimento mais elaborado sobre a complexidade do movimento esportivo.

A antropometria é um método que permite avaliar as medidas iniciais do corpo do atleta utilizando de fitas métricas, balanças paquímetros, entre outros, para registrar os parâmetros. Essas medidas são necessárias para a normalização, caracterização e para modelos físico-matemáticos de simulação dos dados. A cinemetria utiliza de imagens, registro de trajetórias, decurso de tempo, determinação de curvas de velocidade e de aceleração, entre outras variáveis, para realizar medições de movimento e postural de gestos esportivos (ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995).

Outra técnica de avaliação que acrescenta fidedignidade a estudos biomecânicos é a análise eletromiográfica, que consiste no estudo da atividade da unidade motora, permitindo o registro e monitoramento das atividades eletroquímicas das fibras musculares (DE LUCA, 1997; ENOKA; FUGLEVAND, 2001). O sinal eletromiográfico (sEMG) é o somatório algébrico de todos os sinais detectados em determinada área, podendo sofrer alterações de acordo com as propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e pela instrumentação utilizada para a aquisição dos dados (ENOKA; FUGLEVAND, 2001). O sEMG bruto praticamente não apresenta utilidade no estudo eletrofisiológico, assim, diversos estudos tem sido realizados com o intuito de descobrir métodos para a extração de informações associadas a processos fisiológicos, e sua análise pode ser realizada no domínio do tempo ou no domínio da frequência (DE SÁ FERREIRA; GUIMARÃES; SILVA, 2010). Dentre suas aplicações na ciência do esporte conseguimos identificar parâmetros tais quais: atividade de repouso(STAUDE et al., 2001; WILEN; SISTO; KIRSHBLUM, 2002), o perfil da atividade elétrica (D'ALESSIO; CONFORTO, 2001), a geração de força (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004; STAUDENMANN et al., 2007), a resistência à fadiga (SANTOS et al., 2008; DIMITROVA et al., 2009), a velocidade de condução (ARABADZHIEV; DIMITROV; DIMITROVA, 2004), a determinação do tipo de fibra muscular (KUPA et al., 1995; MERLETTI; PARKER; PARKER, 2004), o estudo da dor (GEISSEMER et al., 2005; OLIVEIRA et al., 2014), dentre outros.

A utilização desses métodos, ou a combinação dos mesmos, permite a descrição do movimento e sua modelação matemática ajudando na compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores de movimentos humanos auxiliando em programas de treinamento que visam a melhora do desempenho de atletas de alto rendimento (MENZEL et al., 2002). Em modalidades que exigem técnica apurada, como o halterofilismo e o tiro esportivo e com arco, a mensuração de parâmetros precisos mostram uma importância fundamental para que se tenha êxito nas propostas do treinamento.

Tendências dos estudos sobre supino

Visto a importância da biomecânica na análise de movimentos e gestos esportivos e diante da revisão bibliográfica realizada, foi possível identificar diferentes áreas de estudo relacionadas ao movimento de supino: efeitos resultantes da execução do supino e suas diversas variações e a busca pelo aperfeiçoamento do gesto esportivo.

Em estudo realizado por Cacchio et al.,(2008) foram analisados os músculos peitoral maior, tríceps braquial e deltoide afim de verificar a ação muscular dos mesmos no movimento de supino em indivíduos sedentários. Os achados demonstraram que os músculos tiveram ativação similar no movimento, sendo considerado como os músculos alvo deste exercício e não corroboram com estudo feito por Rocha Junior et al., (2007) em que foi analisado a ativação muscular do peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial durante o exercício de supino reto com barra e cruxífixo. Foram realizadas 10-RM em ambos os exercícios com sujeitos treinados. Não foram encontradas diferenças significativas entre os músculos peitoral e deltoide, porém entre o peitoral e o tríceps, a ativação foi significativamente maior para o peitoral. Um dos fatores que foi atribuído à causa da diferença entre os resultados foi que sujeitos treinados possuem um controle motor diferenciado ao de sujeitos treinados (MARCHETTI et al., 2010). Schick et al. (2010) investigou a diferença de ativação muscular no deltoide anterior, deltoide medial e peitoral maior no movimento de supino reto e de supino no Smith em dois grupos: indivíduos treinados e não treinados. Os resultados apontaram que não houve diferenças significativas no nível de ativação dos músculos analisados em ambos os grupos e ambos os exercícios. Os autores concluíram que a escolha do exercício fica a critério do treinador de acordo com a necessidade do sujeito. O supino reto exige maior estabilização da articulação glenoumeral e consequentemente maior controle neuromotor. O supino com Smith, por sua vez, pode ser uma boa ferramenta a ser utilizada em programas que objetivem potencia muscular, adaptação neuromuscular ou reabilitação.

Apesar do movimento de supino reto ter sido comparado à diversas de suas variações, tais como supino no Smith (SCHICK et al., 2010; CALATAYUD et al., 2015; MCCAW; FRIDAY, 1994), com barras instáveis (DUNNICK et al., 2015) e com diferentes inclinações do banco (BARNETT; KIPPERS; TURNER, 1995; TREBS; BRANDENBURG; PITNEY, 2010), a atividade EMG dos músculos primários (peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial) não apresentaram diferenças significativas para altas cargas. Porém, o entendimento dessas variações demonstra importante influência no momento da prescrição do treinamento.

Quando analisado de forma a visar o melhor desempenho, o movimento de supino vem sendo estudado objetivando criar desafios biomecânicos, e assim melhorar a quantidade de carga a ser levantada. Empunhaduras que utilizam entre 180% e 200% da distância biacromial vêm se mostrando mais eficientes para produção de força e aumento da carga

suportada. Verificou-se ainda que com o aumento da empunhadura a ação do tríceps braquial diminui e a ação do peitoral maior aumenta, sendo que isso se deve, sobretudo, pela diminuição do deslocamento angular de cotovelos e ombros (WAGNER et al., 1992; CLEMONS; AARON, 1997). Madsen e McLaughlin (1984) verificaram que levantadores de peso usam empunhaduras mais largas quando comparadas aos iniciantes, o que resulta em menor trabalho (devido ao menor deslocamento vertical da barra) e, portanto, aumento do rendimento em competições.

Além da largura da empunhadura, outras estratégias vem sendo estudadas para melhora da performance no supino reto. Mookerjee e Ratamess (1999) analisaram diferenças na produção de força (1RM e 5RM) com sujeitos treinados em amplitude parcial (90° de flexão do antebraço) e amplitude máxima. Os resultados encontrados demonstram um aumento na produção de força em amplitudes menores e uma maior produção de torque para sujeitos treinados. O treinamento utilizando amplitudes de movimentos parciais apresentam efetividade em indivíduos altamente treinados, não apenas no movimento de supino, como em muitos esportes que visam a utilização de sobrecargas máximas ou supra-máximas (SULLIVAN et al., 1996; ZATSIORSKY; KRAEMER, 1999).

O Halterofilismo Paralímpico

O halterofilismo paralímpico apareceu pela primeira vez em uma edição de Jogos Paralímpicos de Tóquio , em 1964, sendo denominado levantamento de peso (*weightlifting*) em que os atletas elegíveis eram apenas aqueles com lesões na medula espinal. Até os Jogos de Atlanta, em 1996, somente os homens competiam e somente após quatro anos, em Sydney, as mulheres passaram a participar da modalidade. Ao longo dos anos, o esporte passou a incorporar regras semelhantes as das competições para os atletas hígidos. A partir de 1992, em Barcelona, a modalidade passou a ser chamada de halterofilismo (*powerlifting*). Atualmente, 109 países possuem halterofilistas paralímpicos, sendo que na modalidade o exercício pelo qual se compete é apenas o supino (International Paralympic Committee, 2014).

Segundo Willick et al. (2013), o índice de lesão no levantamento de peso está entre os 4 maiores em atletas paralímpicos, sendo que as lesões de ombro, cotovelos e punhos apresentam cerca de 37% de todas as lesões apresentadas pelos atletas paralímpicos.

Tanto os micro quanto os macro traumas ocorrem com maior probabilidade nesses atletas quando existem fatores intrínsecos, como comprometimento dos níveis de força, equilíbrio, coordenação, sensibilidade, tônus, flexibilidade e/ou variações anatômicas, o que acarreta no uso acentuado de segmentos não afetados funcionalmente. Fatores extrínsecos também podem ocasionar traumas e podem ser causados pelo uso de cadeiras de rodas, órteses, próteses, treinamento e local inadequado à prática do esporte (HUNTER et al., 1988). A individualização do treinamento, especialmente em modalidades paralímpicas, mostra-se fundamental para o desenvolvimento e melhora do desempenho do atleta, sendo que as deficiências e habilidades adicionais devem ser levadas em conta no momento da prescrição.

Uma vez que a instabilidade do tronco pode ocasionar uma mudança nos padrões de ativação muscular de membros superiores no movimento de supino, e considerando que a maior parte das deficiências abrangidas pelo supino paralímpico envolve a redução da massa de membros inferiores ou até mesmo a ausência dos mesmos, sugere-se que os atletas da modalidade possuam padrões de ativação diferentes das de indivíduos hígidos, uma vez que a falta do membro causa uma instabilidade em movimentos do tronco (NORWOOD et al., 2007).

Nas Tabelas 1, 2 e 3 Silva (2015) descreve as fases do supino desde a fase preparatória até o final da fase concêntrica.

Tabela 1: Descrição da fase preparatória do movimento de supino

Fase Preparatória

Movimento	Principais Músculos	Ação muscular
Antebraço na posição de pronação	Pronador Quadrado	Isométrica
Flexão dos dedos	Flexor Profundo dos dedos, Flexor Superficial dos dedos	Concêntrica
Extensão do cotovelo	Tríceps Braquial, Ancôneo	Isométrica
Hiperextensão da coluna	Eretores da espinha, Esplênios e Suboccipitais	Concêntrica
Rotação lateral dos ombros	Deltoide, Infra espinhal, Redondo Menor	Concêntrica
Retração das escápulas	Trapézio, Romboide Maior, Romboide Menor e Grande Dorsal.	Concêntrica

Tabela 2: Descrição da fase excêntrica do movimento de supino

Fase Excêntrica (aproximação da barra em relação ao tórax) na posição de decúbito ventral

Movimento	Principais Músculos	Ação muscular
Antebraço na posição de pronação	Pronador Quadrado	Isométrica
Flexão dos dedos	Flexor Profundo dos dedos, Flexor Superficial dos dedos	Isométrica
Abdução horizontal de ombros	Redondo Maior, Redondo menor, Peitoral maior, Grande dorsal, Coracobraquial	Excêntrica
Extensão de ombro	Tríceps Braquial, Ancôneo	Excêntrica
Flexão de cotovelo	Eretores da espinha, Esplênios e Suboccipitais	Excêntrica
Hiperextensão da coluna	Deltoide, Infra espinhal, Redondo Menor	Isométrica
Rotação lateral dos ombros	Trapézio, Romboide Maior, Romboide Menor e Grande Dorsal.	Isométrica
Retração das escápulas	Pronador Quadrado	Isométrica

Tabela 3: Descrição da fase concêntrica do movimento de supino

Fase Concêntrica (distanciamento da barra em relação ao tórax) na posição de decúbito ventral

Movimento	Principais Músculos	Ação muscular
Antebraço na posição de pronação	Pronador Quadrado	Isométrica
Flexão dos dedos	Flexor Profundo dos dedos, Flexor Superficial dos dedos	Isométrica
Adução horizontal de ombros	Redondo Maior, Redondo menor, Peitoral maior, Grande dorsal, Coracobraquial	Concêntrica
Extensão de cotovelo	Tríceps Braquial, Ancôneo	Concêntrica
Hiperextensão da coluna	Eretores da espinha, Esplênios e Suboccipitais	Isométrica
Rotação lateral dos ombros	Deltoide, Infra espinhal, Redondo Menor	Isométrica
Retração das escápulas	Trapézio, Romboide Maior, Romboide Menor e Grande Dorsal.	Isométrica

Ainda não há na literatura estudos que tenham se dedicado a compreender os mecanismos que englobam a execução do movimento de supino paralímpico e suas diferenças entre sujeitos com deficiência e sujeitos hígidos. As possíveis diferenças poderiam elucidar alguns ajustes biomecânicos realizados pelos atletas e, assim, explicar o alto índice de lesão da modalidade.

Regras

O halterofilismo paralímpico é regido pelo Comitê Paralímpico Internacional (IPC), órgão esse que estabelece as regras da modalidade. Sua classificação funcional tem como objetivo apurar se o atleta se qualifica para tal modalidade. São elegíveis para competir atletas amputados, *les autres* com limitações mínimas, atletas das classes de paralisia cerebral e atletas das classes de lesões na medula espinhal. Hoje, competem atletas com deficiência física nos membros inferiores ou paralisia cerebral. Como critério de triagem os competidores precisam ter habilidade de estender completamente os braços com não mais do que 20 graus de perda em ambos cotovelos para realizar um movimento válido de acordo com as regras da modalidade (Comitê Paralímpico Brasileiro, 2014).

O halterofilismo paralímpico é o único esporte em que os atletas são categorizados por peso corporal, assim como no convencional, o que totaliza 10 categorias femininas e 10 masculinas. Os atletas permanecem deitados em um banco de forma que a prova começa no instante em que a barra de apoio é retirada, com ou sem a ajuda do auxiliar central, deixando os braços completamente estendidos. Após o sinal sonoro emitido pelo árbitro central o competidor flexiona os braços descendo a barra até encostar no peito. Em seguida o braço deve ser totalmente estendido de maneira que a barra esteja na posição inicial, finalizando assim o movimento. Apenas após o segundo sinal sonoro a barra deverá ser colocada no suporte.

O atleta tem três chances e o maior peso é validado quando dois ou três árbitros consideram como correta a tentativa. Para que essa decisão seja tomada pela comissão julgadora, diversos requisitos devem ser avaliados. Os árbitros ficam atentos a execução contínua do movimento, o respeito aos movimentos sonoros emitidos pelo árbitro chefe e não bater a barra no suporte(Comitê Paralímpico Brasileiro, 2014).

Os árbitros se atentam a nítida parada da barra no peito (na regra o tempo descrito é acima de 0,4 segundos) apesar desta regra ser aplicada de maneira subjetiva e sem a ajuda de tecnologias. Nesse instante, os músculos que realizam ações excêntricas e concêntricas fazem ações isométricas para estabilizar as articulações.

As particularidades na execução do supino paralímpico levam a crer que sua ativação muscular difere da execução do movimento de supino tradicionalmente executado nas academias.

Considerações Finais

A fundamentação teórica apresentada neste Capítulo é o alicerce e a motivação das abordagens utilizadas nesta tese. Durante a etapa de pesquisa bibliográfica foi mostrado a importância do estudo do gesto esportivo de supino paralímpico devido à escassez de trabalhos desenvolvidos nesta área. Esta pesquisa também possibilitou a realização de uma análise referente a escolha e adoção de métodos e técnicas apropriados para a avaliação do movimento de supino paralímpico e contou brevemente a história de seu surgimento e de sua dispersão.

Capítulo 3

Materiais e Métodos

Neste capítulo serão apresentados os critérios de elegibilidade, as ferramentas e técnicas utilizadas para coleta de dados, os procedimentos de coleta, análise dos dados e análise estatística.

Detalhamento da Amostra

Este estudo é caracterizado como observacional transversal no qual participaram 4 indivíduos do gênero feminino com idade entre 23 e 48 anos (média de $39,8 \pm 11,2$) e 6 indivíduos do gênero masculino com idade entre 18 e 41 anos (média $26,5 \pm 8,0$). Dentro os participantes da amostra havia 5 indivíduos com lesões na medula espinal, 2 indivíduos com acondroplasia, 1 com sequelas de poliomielite, 1 com mielomeningocele, 1 com lesão em membros inferiores e 1 com paralisia cerebral. Todos os atletas que compunham o estudo foram selecionados para representar a seleção brasileira de para-halterofilismo nas competições vigentes no ano, o que atesta o alto nível de competitividade e treinamento dos sujeitos envolvidos. O estudo foi realizado no laboratório de biomecânica da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia e teve a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da citada instituição (CEP/UFU 735.019).

Critérios de elegibilidade:

Como critérios de elegibilidade, os participantes da pesquisa deveriam cumprir determinados pré-requisitos sendo eles:

- Ser praticante de halterofilismo paralímpico a pelo menos 1 ano;
- Possuir pontuação no ranking nacional;
- Não apresentar qualquer distúrbio musculoesquelético, articular e/ou neuromuscular que prejudicasse a execução dos testes;
- Não ser gestante;
- Não fazer uso de quaisquer medicação que comprometesse os níveis de força;
- Não apresentar qualquer outro distúrbio e/ou condição que, na opinião dos pesquisadores, pudesse interferir de alguma forma no objetivo do estudo.

Ferramentas e Técnicas

Os participantes deste estudo foram instruídos a realizar uma repetição do movimento de supino com 95% da carga máxima (1CVM). A carga máxima foi determinada pelos pesquisadores como o maior peso validado na última competição realizada pelo atleta. Os indivíduos executaram três tentativas com um intervalo de cinco minutos entre elas, com o objetivo de repor os substratos energéticos necessários para a execução das tentativas e, assim evitar fadiga tanto periférica, quanto central. Dados cinemáticos foram coletados da barra durante sua movimentação para uma posterior reconstrução de sua trajetória. Os dados eletromiográficos foram coletados para os músculos Peitoral Maior, Tríceps (cabeça longa) e Deltóide Anterior de ambos os lados para posteriormente ser feita a média dos valores encontrados em cada um dos membros.

- *Avaliação da antropometria*

Para aferição da massa corporal foi utilizada uma balança em forma de plataforma da marca Filizola® (Brasil) e foi realizada de forma que os voluntários estivessem sem sapatos e

trajando roupas leves. A estatura e a envergadura foram medidas em estadiômetro da marca Sanny® conforme descrito por Gordon, Chumlea e Roche (1988).

Registro da atividade eletromiográfica

Para a obtenção dos sinais eletromiográficos foi utilizado o eletromiógrafo de superfície da marca Myosystem-Br1 (DataHominis Tecnologia LTDA) composto por um conversor A/D (conversor analógico-digital) de 16 bits, com filtro passa-banda de 20-500 Hz e amplificação total 2000x (Figura 2). Os sinais adquiridos foram pré amplificados, com razão de rejeição do modo comum de 120 dB, com frequência de aquisição de 2 kHz. Para diminuir a interferência de possíveis artefatos os equipamentos foram todos retirados da rede elétrica e ligados em bateria, assim como os envolvidos na pesquisa presentes no momento da coleta foram instruídos que desligassem quaisquer aparelhos eletrônicos.



Figura 2: Myosystem Br1 P-86 (DATAHOMINIS, 2014).

Foram utilizadas 6 entradas deste aparelho para captação do sinal eletromiográfico, sendo uma para cada músculo a ser avaliado de ambos os membros superiores. Um canal auxiliar foi utilizado para a conexão de um sincronizador que emitia um sinal de 5 volts para o eletromiógrafo identificando o momento exato em que o voluntário iniciava o movimento, para que posteriormente, pudesse ser feita a análise dos sinais obtidos pelo sistema de aquisição eletromiográfico com aqueles adquiridos pelo sistema cinemático de reconstrução tridimensional.

Os eletrodos eram ativos simples diferenciais de Ag/AgCl e foram cuidadosamente posicionados nos músculos Tríceps Braquial (cabeça longa) (Figura 3), Peitoral Maior (parte clavicular) e Deltoide Anterior (Figura 4) de ambos os membros superiores de acordo com as

recomendações estabelecidas pelo SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) desenvolvidas pela ISEK (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*). O eletrodo de referência foi posicionado proximalmente ao maléolo medial direito.



Figura 3: Posicionamento do eletrodo no músculo Tríceps Braquial.



Figura 4: Posicionamento dos eletrodos nos músculos Deltoide Anterior e Peitoral Maior (parte clavicular).

- *Registro da cinemetria*

O registro da cinemetria foi realizado por meio de um sistema de reconstrução 3D composto por um conjunto de 10 câmeras de infravermelho (Natural Point®), que operam a uma taxa de 100 Hz, sincronizadas entre si e criteriosamente posicionadas. As câmeras estavam dispostas em um desenho retangular (6,5m x 5m) posicionadas em seis bases de

sustentação: quatro bases posicionadas nos vértices do retângulo contendo duas câmeras cada, fixadas a 1,85m e 2,50m de altura; as outras duas bases foram posicionadas cada uma em um lado do retângulo, a 1,62m das extremidades, com uma câmera a 1,2m de altura. Essa disposição das câmeras seguiu o mesmo protocolo estabelecido por Miziara (2014) (Figura 5).

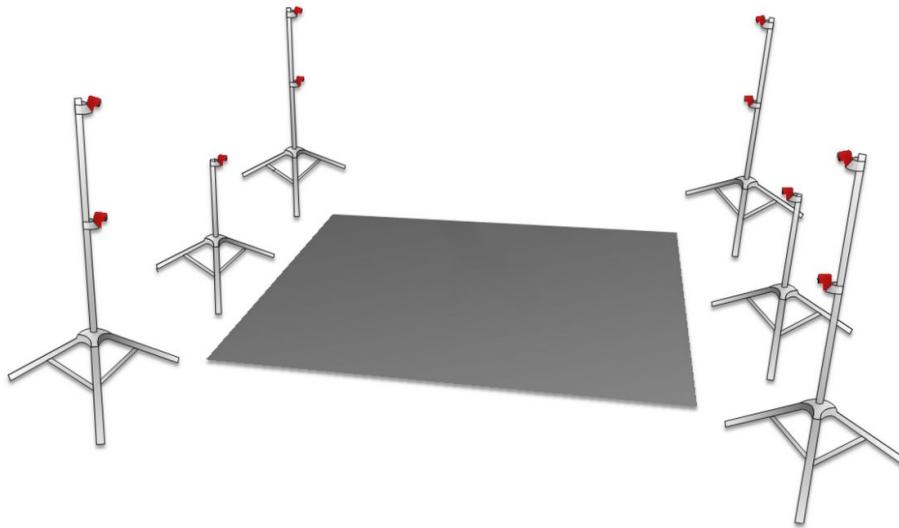


Figura 5: Posicionamento das câmeras de reconstrução tridimensional (MIZIARA, 2014).

Três marcadores esféricos reflexivos, compostos por esferas plásticas de 10mm a 16mm de diâmetro e recobertas por fita retro reflexível, foram dispostos ao longo de uma barra olímpica de 2,2m de comprimento utilizada para a realização do movimento de supino (Eleiko®, Suécia). A Figura 6 faz uma representação ilustrativa da barra utilizada no momento da coleta e o posicionamento dos marcadores reflexivos.



Figura 6: Ilustração do posicionamento dos marcadores reflexivos ao longo da barra.

A calibração dinâmica das câmeras foi realizada através de software específico desenvolvido por Furtado (2013), para otimizar a precisão e diminuir o erro de reprojeção dos pontos tridimensionais. Os pontos foram reconstruídos de acordo com o protocolo pré-

estabelecido e após a calibração das câmeras as mesmas estavam devidamente prontas para dar início à captura cinematográfica (Figura 5).

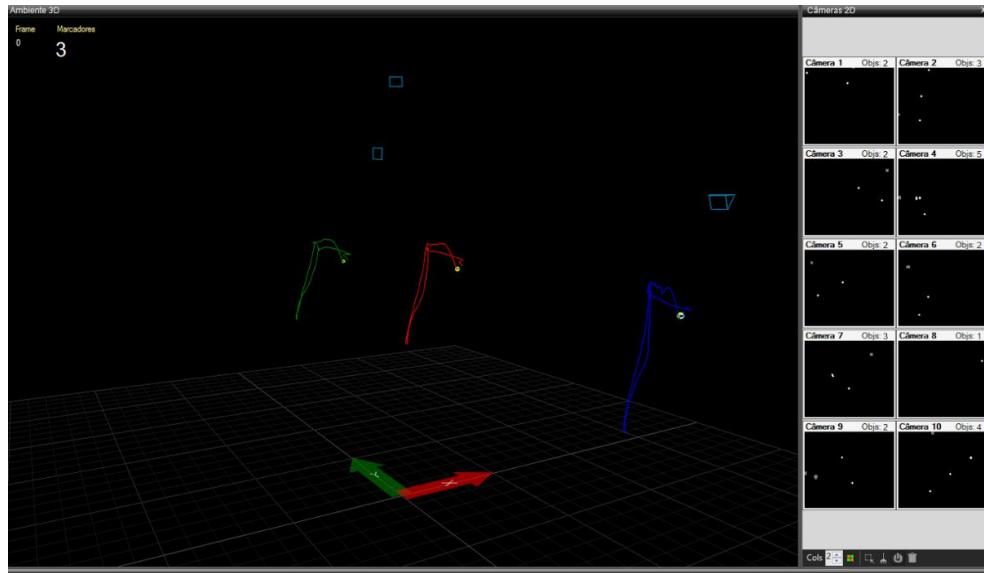


Figura 7: Visualização da interface utilizada para o registro da cinemetría.

Protocolo de Coleta

O protocolo de coleta foi definido para que fosse possível a padronização dos procedimentos e a aquisição de sinais fidedignos.

Primeiramente, os sujeitos participantes da pesquisa foram esclarecidos sobre os objetivos da mesma e as coletas de dados. Em seguida assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1) caso estivessem de acordo em participar do estudo. Uma via do termo foi entregue ao voluntário e a outra foi entregue a um dos pesquisadores responsáveis.

Os voluntários foram instruídos para que utilizassem roupas adequadas à prática de atividade física e a sala onde foi realizada a coleta pode ser acessada apenas por aqueles envolvidos diretamente na execução dos testes.

Os participantes passavam por um aquecimento minutos antes da realização dos testes com o objetivo de evitar quaisquer danos músculo-articulares devido às altas cargas

envolvidas nos testes. O aquecimento era feito em banco de supino reto com barra livre que consiste em: 3 séries de 12 repetições com 20 kg sendo a primeira série com pegada fechada, segunda série com pegada na largura dos ombros e terceira série com pegada aberta; 2 séries de 6 repetições com 40% do 1CVM e 2 séries de 4 repetições com 70% do 1CVM. Após esta fase o atleta mantém o aquecimento realizando movimentações articulares do punho cotovelo e ombro por 30 segundos cada movimento.

A pele foi cuidadosamente esfoliada com papéis abrasivos de lixa fina, tricotomizada com lâmina descartável e limpa com álcool 95% e algodão para suavizar possíveis impedâncias que pudessem causar artefatos no sinal eletromiográfico.

Os eletrodos ativos de Ag/AgCl foram limpos com álcool e posteriormente posicionados nos respectivos músculos a serem analisados. O deslocamento da barra foi mensurado através de três marcadores reflexivos localizados um em cada uma de suas extremidades e outro no centro da mesma.

A aquisição do sinal eletromiográfico e de dados cinemáticos aconteceram de forma simultânea durante todo o teste. A sincronização foi feita utilizando um hardware externo que emitia um sinal de 5 volts concomitantemente com o acendimento de um LED infravermelho, que é reconhecido pelas câmeras como um novo marcador, e possibilitava o janelamento da coleta. Devido a taxa de aquisição do sinal eletromiográfico e cinemático serem distintos, existe um atraso para que o marcador de LED seja identificado, assim, apenas após o sincronismo dos sistemas que os movimentos realizados para os testes eram iniciados.

Os sinais eletromiográficos brutos foram examinados visualmente a cada coleta para que fosse possível determinar sua qualidade.

Os voluntários foram instruídos a executar o movimento de supino paralímpico seguindo as mesmas regras válidas em competições e os técnicos faziam a validação do movimento. O sujeito foi orientado a levantar a carga de 95% do 1RM três vezes, tendo um intervalo de cinco minutos entre as tentativas para que os substratos energéticos fossem repastos e evitasse possível fadiga muscular que implicaria em algum viés metodológico.

Análise e Processamento dos Dados

O processamento dos dados obtidos pela cinemetria teve o objetivo de reconstruir o movimento de supino e separá-lo em fases de interesse para uma posterior avaliação da correlação dos mesmos com os dados eletromiográficos.

Após a coleta, a primeira etapa do processamento foi desenvolvida utilizando algoritmos matemáticos a fim de extrair características de importantes variáveis para a análise do movimento de supino paralímpico. Por meio da visualização da curva de deslocamento da barra, extraída com a ajuda dos dados cinemáticos, foi plotado um gráfico da curva de velocidade para facilitar a demonstração de resultados e auxiliar no entendimento dos resultados (Figura 8). De acordo com esse gráfico, o movimento de supino paralímpico foi dividido em cinco períodos, sendo dois períodos na fase excêntrica em conformidade com Rodrigues (2016), e três períodos na fase concêntrica como descrito por Silva (2015): Subfase I da Excêntrica (Início do movimento até o ponto mais baixo da curva de velocidade – chamado de TVdown); Subfase II da Excêntrica (TVdown até o final da fase excêntrica, em que ocorre o toque da barra no peito); Subfase de pré-sticking (inicio da fase concêntrica até o primeiro pico da curva de velocidade); Subfase de sticking (velocidade máxima da barra até a velocidade mais baixa da barra na fase concêntrica); Subfase de pós-sticking (barra encontra-se com menor velocidade e dura até o fim do movimento). Entre a fase excêntrica e concêntrica ocorre uma parada da barra que divide o movimento e é obrigatória na modalidade de supino paralímpico e na figura 8 está representada de azul.

O processamento dos dados eletromiográficos consistiu em um grupo de técnicas matemáticas que foram realizados no intuito de extrair informações no domínio do tempo e no domínio da frequência. Para uma análise mais completa foram utilizados os parâmetros de RMS, frequência média e frequência mediana.

O parâmetro de RMS é amplamente utilizado para quantificar a atividade elétrica do músculo em função do tempo, sendo a somatória da atividade de todas as unidades motoras captadas pelo eletrodo. Cada amostra do sinal apresenta o que está acontecendo em determinado período temporal e sua amplitude é um indicador do aumento ou redução na quantidade de unidades motoras sendo recrutadas (ROBERTSON et al., 2013). Esta forma de

processamento não requer retificação do sinal, pois a amplitude do sEMG é elevada ao quadrado (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004).

As análises que envolvem parâmetros de frequência envolvem a determinação das características do sEMG como por exemplo taxa de disparo das unidades motoras e forma dos potenciais de ação. Assim, as frequências média e mediana vêm sendo amplamente utilizadas para fazer a diferenciação entre a ativação de fibras tipo I e tipo II (DE SÁ FERREIRA; GUIMARÃES; SILVA, 2010).

Foram calculados os valores de velocidade; tempo; RMS (*root mean square*); F50 - frequência mediana do espectro, ou seja, que divide o espectro em duas partes iguais e Fmedia - média de todas as frequências coletadas.

As características do sinal eletromiográfico de superfície tem demonstrado que suas características no domínio do tempo e da frequência são sensíveis a fatores intrínsecos (tipo de fibra, diâmetro, quantidade de tecido entre o músculo e o eletrodo) e fatores extrínsecos (localização e forma dos eletrodos, assim como a distância entre eles). Portanto a amplitude do sinal EMG não pode ser analisada em seus dados brutos, sendo necessária a utilização de técnicas de normalização para a comparação entre indivíduos, músculos ou aquisições (DE LUCA, 1997). A normalização dos dados obtidos através do sEMG neste estudo foi feita utilizando o valor máximo da contração muscular exercida em cada uma das tentativas (pico máximo do sEMG). Utiliza-se o pico do sinal EMG encontrado no movimento e a este atribui-se 100%, então, todo o sinal é normalizado por esse valor (BURDEN; BARTLETT, 1999).

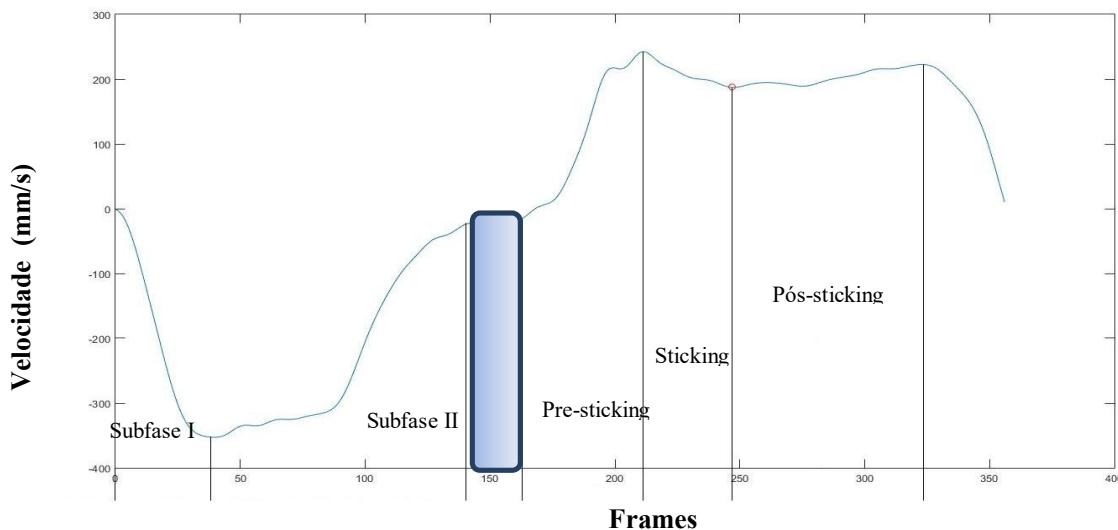


Figura 8: Curva típica de velocidade.

Análise Estatística

Para a análise estatística foi utilizada a estatística descritiva. A normalidade dos dados foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk, para verificação do padrão de normalidade. A escolha do teste de significância entre as variáveis foi feita de acordo com o resultado encontrado pelo teste de Shapiro-Wilk. Visto a normalidade dos dados foi utilizado o teste de comparações múltiplas ANOVA para analisar se haveria diferenças estatisticamente significativas entre os músculos em cada uma das subfases e entre as subfases para cada um dos músculos. Em seguida foi aplicado o teste post-hoc de Bonferroni para identificar entre quais fases e músculos ocorriam essas diferenças.

A significância das análises foi assumida quando $p \leq 0,05$. Para os cálculos estatísticos foi utilizado o programa SPSS Statistics 20.0.

Considerações Finais

A aplicação das metodologias de avaliação proposta neste capítulo dará suporte as análises diferenciadas e quantitativas a cerca das fases a serem estudadas no movimento de supino paralímpico.

Capítulo 4

Resultados

Esse capítulo se destina a exibir os resultados obtidos durante a realização do protocolo relatado anteriormente. Inicialmente serão exibidas informações importantes que caracterizam os participantes da pesquisa. Posteriormente, dados sobre as análises de cinemetria e eletromiografia serão apresentados.

Características dos Sujeitos

A Tabela 4 apresenta uma caracterização básica dos sujeitos. Nesta tabela estão inseridas as principais características dos sujeitos desta pesquisa, respectivamente, em sua ordem de execução. A definição da sequência dos atletas foi feita de maneira randômica de modo que não houvesse influência dessa variável nos resultados da pesquisa.

Tabela 4: Características básicas dos sujeitos de pesquisa.

Atleta	Gênero	Idade (anos)	Massa (kg)	Categoria (kg)
1	F	23,2	74,7	<73
2	F	47,2	81,6	<79
3	F	45,7	84,7	<86
4	F	43,1	102	>86
5	M	21,5	50,4	<49
6	M	25,9	60,6	<59
7	M	19,9	75	<80
8	M	30,2	79,3	<80
9	M	18,5	94,8	<97
10	M	41,1	100,5	<107

Legenda: F= Feminino; M= Masculino; Kg= Quilogramas.

Características no domínio do tempo (Valor RMS)

O valor RMS foi obtido a partir do sinal EMG retificado e normalizado tendo como principal objetivo demonstrar o nível de atividade muscular em cada um dos intervalos pré-definidos. A tabela 5 mostra as médias dos valores obtidos durante o movimento de supino em cada uma de suas subfases.

Tabela 5: Representação dos valores médios do RMS normalizado dos músculos estudados em cada uma das fases expressos em microvolts (μ V).

Fases	Tríceps	Deltóide	Peitoral
Subfase I	$2,54^{*#3} \pm 0,56$	$3,21 \pm 0,53$	$3,21^{*#3} \pm 0,52$
Subfase II	$2,66^{*#3,5} \pm 0,58$	$3,23^{*#3} \pm 0,52$	$3,08^{*#3} \pm 0,54$
Pré-sticking	$3,10^{*#1,2,3,4,5} \pm 0,59$	$3,73^{#2,5} \pm 0,44$	$3,62^{*#1,2,5} \pm 0,55$
Sticking	$2,63^{*#3,5} \pm 0,48$	$3,47^{*#5} \pm 0,44$	$3,39^{*#5} \pm 0,61$
Pós-sticking	$2,30^{*#2,3,4} \pm 0,47$	$2,96^{*#3,4} \pm 0,54$	$2,92^{*#3,4} \pm 0,71$

*estatisticamente significativo para $p \leq 0,05$ para comparação entre os músculos.

#estatisticamente significativo para $p \leq 0,05$ para comparação entre as fases considerando: Subfase I (1), Subfase II (2), Pré-sticking (3), Sticking (4) e Pós-sticking (5)

O músculo tríceps apresentou valores inferiores em relação aos outros músculos para todas as subfases do movimento de supino, tanto na parte excêntrica, como na parte concêntrica. Com exceção da Subfase I, em que não houve diferença de ativação, o Deltóide apresentou os maiores valores para a variável RMS em todas as subfases.

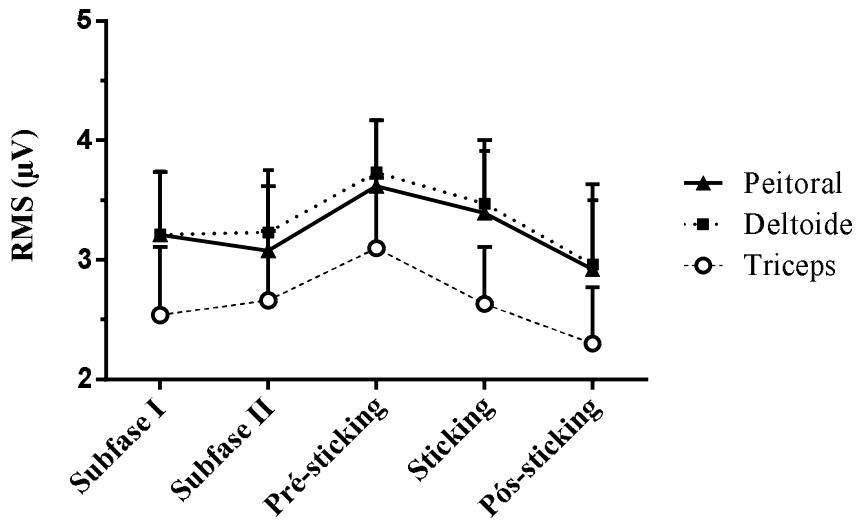


Figura 9: Representação gráfica dos valores médios de RMS dos músculos estudados em cada uma das fases.

Características no domínio da frequência (Frequência Média e F50)

Os valores de frequência obtidos através do sEMG vêm sendo amplamente utilizados a fim de identificar características de velocidade de condução da fibra muscular. As tabelas 6 e 7, respectivamente, apresentam os valores obtidos para as variáveis F50 e Fmédia para cada uma das subfases do movimento de supino.

Tabela 6: Representação dos valores médios da F50 dos músculos estudados em cada uma das fases expressos em Hertz (Hz).

Fases	Tríceps	Deltóide	Peitoral
Subfase I	$8,19^{*4,5} \pm 1,57$	$6,89^{*2} \pm 1,48$	$6,12 \pm 1,58$
Subfase II	$8,38^* \pm 1,16$	$7,31^{*1,4} \pm 1,11$	$6,90^{*4,5} \pm 1,13$
Pré-sticking	$8,81^{*5} \pm 1,32$	$6,79^{*5} \pm 1,28$	$6,61 \pm 1,19$
Sticking	$9,21^{*1} \pm 1,48$	$6,62^{*2} \pm 1,33$	$6,10^{*2} \pm 1,26$
Pós-sticking	$9,47^{*1,3} \pm 1,51$	$6,75^{*2,3} \pm 1,08$	$6,01^{*2} \pm 1,34$

*estatisticamente significativo para $p \leq 0,05$ para comparação entre os músculos.

#estatisticamente significativo para $p \leq 0,05$ para comparação entre as fases considerando: Subfase I (1), Subfase II (2), Pré-sticking (3), Sticking (4) e Pós-sticking (5)

O músculo tríceps apresentou maiores valores para a frequência mediana (F50) seguido pelo músculo Deltoide e posteriormente pelo músculo Peitoral, que exibiu os menores valores para esta variável. Para a comparação entre os músculos, o Tríceps foi o único que apresentou valores estatisticamente diferentes para as subfases I, II, Pré-sticking e Sticking, e os demais músculos não apresentaram diferença estatística para essas subfases. Já na subfase de pós-sticking todos os músculos obtiveram diferenças significativas. A figura 10 representa graficamente os resultados referentes à tabela 5.

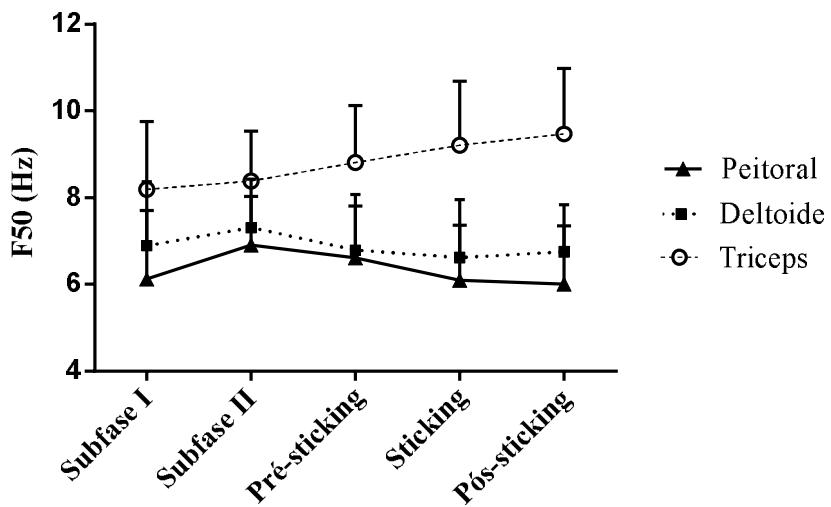


Figura 10: Representação gráfica dos valores médios de F50 dos músculos estudados em cada uma das fases.

Tabela 7: Representação dos valores médios da Fmédia dos músculos estudados em cada uma das fases expressos em Hertz (Hz).

Fases	Tríceps	Deltoide	Peitoral
Subfase I	$9,09^{*\#5} \pm 1,32$	$7,81 \pm 1,51$	$7,23 \pm 1,51$
Subfase II	$9,28^{*\#5} \pm 0,91$	$8,17^{*\#4,5} \pm 1,34$	$7,71^{*\#5} \pm 1,28$
Pré-sticking	$9,53^{*\#5} \pm 1,06$	$7,71^{*\#4,5} \pm 1,35$	$7,51 \pm 1,39$
Sticking	$9,88^* \pm 1,25$	$7,57^{*\#3,5} \pm 1,29$	$7,04^{*\#2} \pm 1,45$
Pós-sticking	$10,28^{*\#1,2,3} \pm 1,27$	$7,67^{*\#2,3} \pm 1,20$	$6,88^{*\#2} \pm 1,51$

*estatisticamente significativo para $p \leq 0,05$ para comparação entre os músculos.

#estatisticamente significativo para $p \leq 0,05$ para comparação entre as fases considerando: Subfase I (1), Subfase II (2), Pré-sticking (3), Sticking (4) e Pós-sticking (5)

Assim como para a variável F50, o músculo Tríceps obteve maiores valores em todas as fases do movimento para a variável Fmédia, assim como foi seguido do músculo Deltoide e por último peitoral. Para a comparação entre os músculos o Tríceps também apresentou valores estatisticamente diferentes para as subfases I, II, Pré-sticking e Sticking. Na subfase de pós-sticking todos os músculos obtiveram diferenças significativas. A figura 11 representa graficamente os resultados referentes a tabela 7.

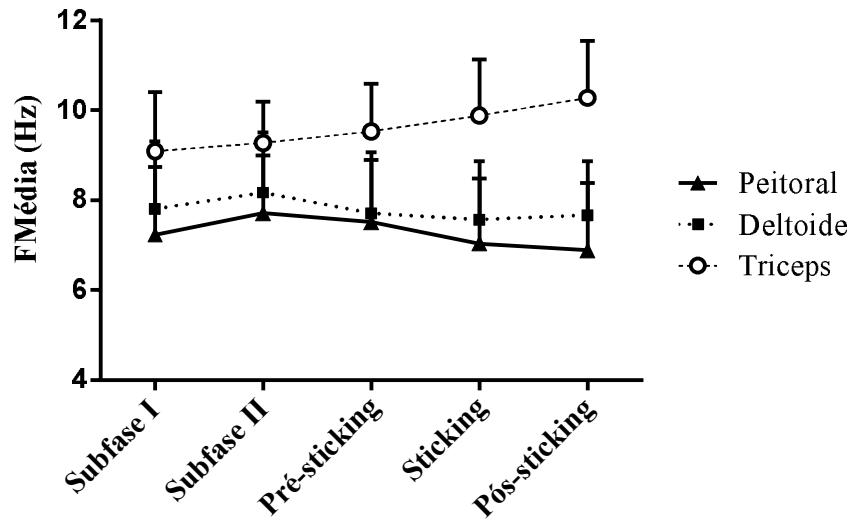


Figura 11: Representação gráfica dos valores médios de Fmédia dos músculos estudados em cada uma das fases.

Características da velocidade de deslocamento da barra.

Para que fossem feitas as divisões das subfases do movimento de supino paralímpico e para um melhor entendimento dos aspectos eletromiográficos foi traçado um gráfico de descolamento (curva vermelha) da barra e um gráfico de velocidade (curva azul) da mesma. Esses estão representados na Figura 12 e apresentam as divisões de cada uma das subfases.

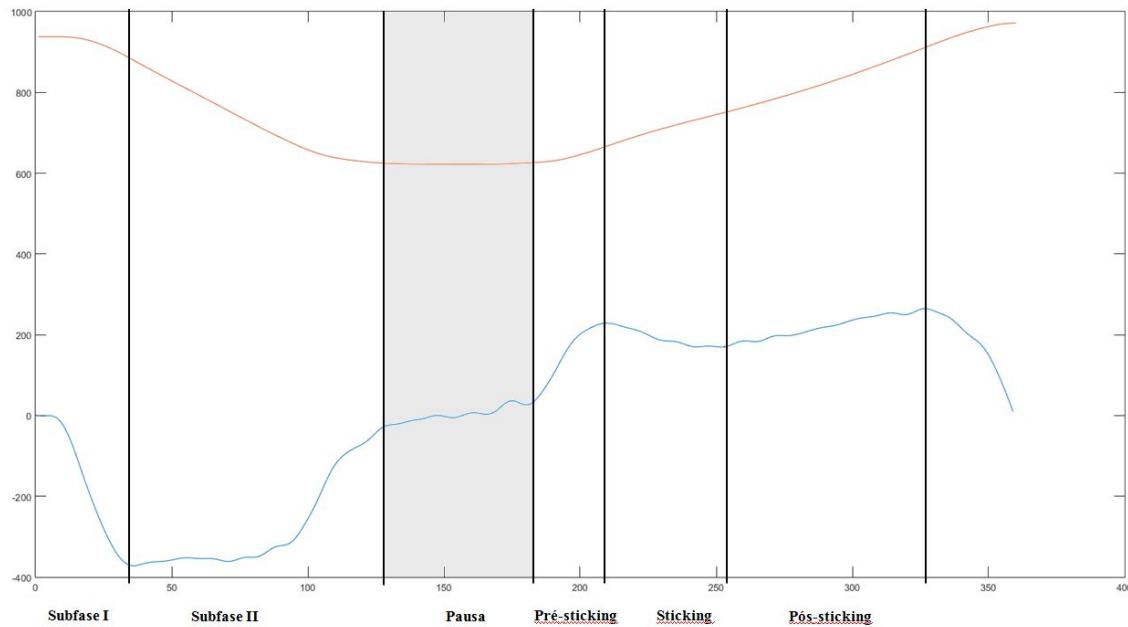


Figura 12: Representação gráfica curvas de deslocamento e velocidade da barra utilizadas para a divisão das subfases.

Os valores de velocidade média da barra para cada fase foram obtidos através da utilização dos dados cinemáticos coletados. A tabela 8 apresenta os valores da velocidade média da barra para cada uma das subfases do movimento de supino e é representada graficamente pela figura 13.

Tabela 8: Representação dos valores médios da velocidade da barra em cada uma das subfases expressos em cm/s.

	Fase Excêntrica			Pausa	Fase Concêntrica			
	Subfase I	Subfase II	Total excêntrica		Pre-sticking	Sticking	Pós-sticking	Total concêntrica
MÉDIA (cm/s)	149,36	181,97*	163,27		179,39*	122,95*	160,36	156,29
DP	53,39	47,01	44,68		54,68	35,92	65,09	54,01

*estatisticamente significativo para $p \leq 0,05$ para comparação entre as fases.

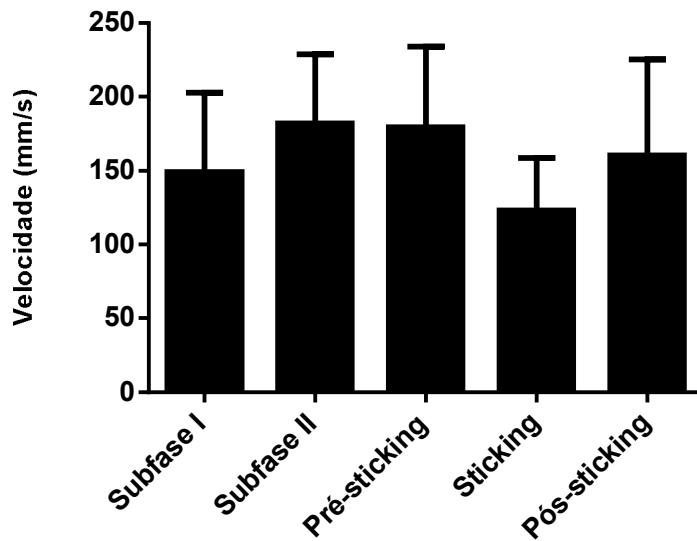


Figura 13: Representação gráfica dos valores médios de velocidade da barra.

É percebido que na fase excêntrica há um aumento na velocidade da barra na subfase II. O atleta faz uma pausa entre a fase excêntrica e concêntrica (obrigatória para que o movimento de supino paralímpico seja validado) e em seguida inicia-se a elevação da barra, na subfase de pré-sticking. Após esse primeiro momento a barra sofre uma diminuição da velocidade na subfase sticking, em que é encontrado o menor valor durante o movimento, e em seguida um novo aumento na velocidade encontrado na região de pós-sticking, necessária para a finalização do movimento.

Não foi verificada diferença significativa nos valores de velocidade total entre as fases excêntrica e concêntrica.

Quando observado os valores totais de velocidade em cada uma das fases, pode-se verificar que a velocidade da barra é maior na fase excêntrica do que na fase concêntrica.

Visto a importância que se tem o tempo de pausa que ocorre no movimento de supino paralímpico foram obtidos os valores de tempo em cada uma das fases, sendo considerado também o tempo de pausa. Esses valores estão expressos na tabela 9.

Tabela 9: Representação dos valores médios do tempo de deslocamento da barra em cada uma das subfases expressos em segundos.

Fase Excêntrica			Pausa Obrigatória	Fase Concêntrica				
Subfase I	Subfase II	Total excêntrica		Pre-sticking	Sticking	Pós-sticking	Total concêntrica	
MÉDIA (s)	0,79	1,01	1,80	0,3	0,39	0,55	0,95	1,90
DP	0,50	0,34	0,84	0,14	0,13	0,27	0,38	0,77
Valor perceptual								
por fase (%)	43,76	56,24			20,69	29,04	50,27	
Valor percentual								
total (%)	21,30	27,37	45	7,5	10,62	14,90	25,80	47,5

Quando são observados os valores do tempo de deslocamento da barra é percebido que não existe diferença significativa entre os tempos totais da fase excêntrica e a fase concêntrica podendo sugerir que, basicamente, o atleta leva o mesmo tempo para percorrer a fase descendente e ascendente. Pode-se identificar que a subfase que o atleta leva mais tempo para percorrer é a Subfase II, que é identificada como uma fase de frenagem da barra devido a aproximação da mesma do corpo do atleta. A subfase de pré-sticking se mostra como a que leva menos tempo para ser executada.

Considerações Finais

Os resultados obtidos neste capítulo validam os objetivos estipulados para esta tese, obtendo novas informações sobre o movimento de supino paralímpico. Tais dados contribuem para este estudo sendo possível estipular verificar os achados diante do encontrado na literatura contribuindo para treinamentos mais eficientes considerando as variáveis envolvidas no movimento de supino paralímpico.

Capítulo 5

Discussão

A

discussão desta pesquisa será apresentada de acordo os achados encontrados no capítulo anterior.

Nesse estudo, o objetivo foi analisar as diferentes subfases do movimento de supino paralímpico em atletas da seleção brasileira da modalidade utilizando-se um sistema de captação eletromiográfico e um sistema de reconstrução tridimensional de imagens.

Baseado no princípio da especificidade do treino de força é sabido que ações excêntricas e concêntricas resultam em estímulos diferentes na musculatura, assim como produzem diferentes adaptações (HORTOBAGYI et al., 1996). Comparado com ações concêntricas, ações excêntricas são caracterizadas por um estímulo neural maior e mais rápido quando os movimentos estão sendo realizados, inversão do padrão de ativação motora, diminuição da amplitude do sinal eletromiográfico em níveis de força semelhantes e possui um baixo custo metabólico que induz pouco a fadiga (FANG et al., 2001; NARDONE; ROMANO; SCHIEPPATI, 1989; TESCH et al., 1990; ABBOTT; BIGLAND; RITCHIE, 1952). Além disso, em altas amplitudes de movimento, existe a soma de uma força extra que se deve aos componentes passivos, ou seja, aqueles com capacidade de oferecer resistência mecânica ao alongamento sem gasto de energia metabólica (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966; WOITIEZ et al., 1984). Assim, a força muscular total é composta por força ativa (componentes contráteis) e força passiva (componentes elásticos e reflexos). A modalidade de supino paralímpico exige do atleta um treinamento específico de força, pois a carga a ser levantada deve ser superada ao longo da vida profissional do atleta. Além disso, esse

treinamento contínuo leva a alterações musculoesqueléticas que podem alterar anatomicamente a composição muscular dos praticantes da modalidade.

Considerando que os exercícios de força estimulam primeiramente os maiores grupos musculares antes dos menores grupos, essa forma de execução pode gerar um efeito de treinamento maior para o maior grupo muscular (FLECK; KRAEMER, 2017). Segundo Bilodeau et al., (2003) os valores do sEMG para a variável RMS apresentam aumento de acordo com o aumento da carga

Quando observados os resultados eletromiográficos desta pesquisa os valores de RMS para o tríceps são significativamente menores do que os do peitoral e do deltóide para todas as fases do movimento o que corrobora com o estudo de Gołaś et al. (2017) que compararam o movimento de supino reto para atletas de elite com e sem deficiência. Foi encontrado que o recrutamento muscular mensurado através do RMS foi maior para os músculos deltóide anterior e peitoral maior respectivamente, o que sugere que o aumento da ativação muscular resultante do treinamento é atribuído a uma combinação de maior recrutamento (número de fibras envolvidas) e uma maior quantidade de disparos (frequência com que as unidades motoras são estimuladas) (ENOKA; FUGLEVAND, 2001; ENOKA; DUCHATEAU, 2015).

Em um estudo realizado por Drinkwater et al. (2007) os autores tinham como objetivo a mensuração da força e suas mudanças durante a aceleração inicial e da subfase de sticking da fase concêntrica do supino reto em condições de fadiga. Foi encontrado que na subfase de pré-sticking houve uma maior ativação muscular em comparação a fase de sticking e pós-sticking. Esses achados podem ser observados quando analisados os valores de RMS dos músculos estudados nessa pesquisa, os quais apresentam maior quantidade de ativação muscular na subfase de pré-sticking, e em seguida têm uma diminuição nos seus valores indicando que nesta fase existe um maior recrutamento da musculatura envolvida seguido de um declínio nas outras subfases concêntricas. Em estudos desenvolvidos anteriormente com indivíduos treinados e hígidos verificou-se que a ação do Tríceps mostra-se inferior à dos músculos Peitoral e Deltóide, o que apoia os resultados encontrados nessa pesquisa (JÚNIOR et al., 2007; VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2009, 2013). Sparks (2016) verificou o sEMG do músculo peitoral após uma sessão de pré-exaustão do tríceps e sua análise demonstrou que houve um aumento significativo na atividade muscular do PM. Esses achados se alinham com o presente estudo sugerindo que possivelmente há uma exaustão do TB que ocasiona um aumento no recrutamento dos outros dois músculos. Essa exaustão pode ser ocasionada

intrinsecamente pelo fato de que grupamentos musculares menores tem como característica fadigarem mais rápido do que grupamentos maiores.

Segundo Komi (2000) contrações puramente concêntricas ou isométricas dependem da ativação muscular e da disponibilidade de substrato energético, enquanto o trabalho excêntrico e os CAE contam com a energia potencial elástica armazenada nos elementos passivos de produção de força. Bosco et al., (1981) sugeriram em seu estudo que existe uma diferença nas propriedades viscoelásticas de fibras de contração lentas e rápidas. Concordando com esse achado Schmidtbileicher e Haralambie (1981) afirmaram que fibras de contração rápida são beneficiadas por CAE de ação rápida, enquanto exercícios com períodos de transição maiores poderiam beneficiar músculos com maior quantidade de fibras de contração lenta. Em termos práticos, essa capacidade de armazenar e liberar energia elástica constitui o desempenho realizado sem a necessidade de energia metabólica, ou seja, enquanto em contrações puramente concêntricas ou isométricas o trabalho desenvolvido pelo músculo se deve exclusivamente às pontes cruzadas estabelecidas – sendo estas dependentes de ATP (energia metabólica) – durante contrações excêntricas ou ciclos alongamento-encurtamento soma-se a energia mecânica elástica, e o mesmo trabalho pode ser realizado com menor custo metabólico.

É descrito na literatura que um ciclo de alongamento-encurtamento são otimizados quando a transição entre as fases dura um período próximo de 0,2 segundos, sendo sua meia vida de 0,85 segundos (SIFF; VERKHOSHANSKY, 1962; WILSON; FLANAGAN, 2008). Neste trabalho foi achado uma média de 0,3 segundos no tempo de parada da barra realizada pelos atletas de supino paralímpico o que pode sugerir que ainda que o atleta precise “parar a barra visivelmente” ele ainda sim pode utilizar dos benefícios do CAE para levantar a carga proposta, mesmo que esse tempo não seja o mais adequado para otimizar de seus benefícios.

Perez-Castilla et al. (2018) compararam variáveis temporais (duração da fase concêntrica, duração da fase de propulsão e tempo para atingir valores máximos de velocidade) e mecânicas (força, velocidade e potência) entre o movimento excêntrico-concêntrico e puramente concêntrico no movimento de supino. Foi encontrado uma diminuição significativa nos valores temporais para a primeira condição, o que mostra que o ciclo alonga-encurta é uma variável que, quando utilizada corretamente potencializa o aumento das variáveis mecânicas diminuindo os seus valores temporais. O aprimoramento da produção de força no início da fase concêntrica tem sido tipicamente atribuído a diferentes

mecanismos, como maior ativação muscular, força explosiva elástica reflexa, efetividade das propriedades contráteis dos músculos e liberação de energia elástica (CRONIN; MCNAIR; MARSHALL, 2001; VAN HOOREN; ZOLOTARJOVA, 2017). No entanto, os benefícios do CAE são perdidos quando o movimento é prolongado, pois os músculos se tornam incapazes de utilizar da força elástica. Esse fato pode ser caracterizado pelo alto recrutamento muscular na subfase inicial da fase concêntrica (pré-sticking) observado no presente estudo. Visto que os atletas desta pesquisa gastaram tempos próximos para a realização da fase excêntrica e concêntrica, é importante salientar que mesmo que haja dissipaçāo da energia elástica devido a parada da barra, os atletas de supino paralímpico ainda podem se beneficiar do CAE. Porém, mais informações deveriam ser extraídas para melhor entendimento desses mecanismos, considerando que apenas com o sEMG não é possível mensurar os componentes passivos (não-contráteis) que podem influenciar no movimento. Os resultados do estudo de Wilson et al. (2008) demonstraram que uma pausa entre ações musculares excêntrica e concêntrica de 1s reduz em aproximadamente 55% o benefício associado com o CAE no exercício supino.

Estudos indicam que existe uma relação entre F50 e Fmédia com o tipo de fibra muscular recrutada durante a execução de movimentos. Os músculos que possuem maior quantidade de fibras tipo II exibem valores iniciais de frequência maiores, o que sugere que estes parâmetros podem ser indicadores do tipo de fibra que está sendo recrutada para o músculo a ser avaliado (KUPA et al., 1995; GERDLE et al., 1991; DE SÁ FERREIRA; GUIMARĀES; SILVA, 2010). Os resultados desta pesquisa apresentaram que o músculo Tríceps Braquial possui valores de F50 e Fmédia significativamente maiores em todas as fases do que os músculos Peitoral Maior e Deltóide Anterior, o que pode sugerir uma maior quantidade de fibras Tipo II sendo recrutadas para esse grupo muscular além de uma maior resposta reflexa que pode estar ligada a alterações no fuso muscular e nos órgãos tendinosos de Golgi.

Também é possível que nos exercícios executados com cargas próximas à máxima as fibras lentas são menos envolvidas (KOMI; TESCH, 1979). Os valores de F50 e Fmédia para os músculos estudados mostraram valores menores para o peitoral seguidos do deltoide e tríceps, respectivamente. É sabido que o peitoral possui maior quantidade de fibras tipo II em relação ao DA e TB, respectivamente, o que o torna mais suscetível à fadiga. Assim, supõe-se que com a instalação da fadiga nos músculos PM e DA o TB aumenta seu recrutamento de fibras tipo II para que o atleta consiga resistir àquela carga ainda que os músculos primários estejam fadigados.

Sabe-se que o que determina o fenótipo muscular é a demanda funcional a qual o músculo é submetido em conjunto com os estímulos que lhes são dados. O treinamento de força com ações excêntricas são reconhecidos por causar um maior grau de micro lesões musculares, espacialmente as fibras de tipo II e por provocar uma maior hipertrofia desse tipo de fibra (BARROSO; TRICOLI; UGRINOWITSCH, 2008). Devido ao fato do supino paralímpico possuir à parada da barra para a validação do movimento, existe uma perda da energia elástica que poderia ser utilizada nessa fase do movimento, então é razoável assumir que os atletas dessa modalidade não são completamente beneficiados pelo ciclo alongamento-encurtamento. Assim, pode-se presumir que mesmo na fase concêntrica existe um aumento gradativo da Fmédia e F50, ou seja, os atletas dessa modalidade possivelmente possuem predominantemente fibras tipo II.

Estudos demonstram haver uma diminuição nos valores de F50 e Fmédia durante o processo de instalação da fadiga muscular localizada (GONZALEZ-IZAL et al., 2010; ALLISON; FUJIWARA, 2002; SANTOS et al., 2008; OLIVEIRA; GONÇALVES, 2009). Sabe-se que as fibras do tipo I são mais resistentes à fadiga do que as fibras do tipo II e que as unidades motoras são recrutadas de acordo com o limiar de ativação. Dessa forma, as fibras do tipo I, por terem limiar menor, são ativadas inicialmente para, em seguida, serem recrutadas as fibras do tipo II (CIFREK et al., 2009). Considerando que os músculos DA e PM são agonistas no movimento de supino e o TB é um músculo sinergista, percebemos que o tríceps tem um comportamento de ativação muscular parecida com o do Deltóide e peitoral, porém quando observada as frequências possui um comportamento completamente diferente tendo seus maiores valores no final do movimento, confirmado assim que as fibras de contração rápida (tipo II) passam a ser ativadas quando as dos músculos agonistas passam a fadigar.

Músculos biarticulares (Tríceps) possuem alta capacidade de produção de força. Músculos uniarticulares (Deltóide e Peitoral) têm como função distribuir o torque para ambas as articulações e controlar a direção do movimento, o que sugere uma possível estratégia de controle neural diferenciada (SILVA et al., 2012). Quando observado separadamente, o TB demonstra um crescimento gradativo dos valores de frequência durante a execução do exercício de supino paralímpico e tem seu ápice durante a subfase de pós-sticking. Assim, podemos considerar que no final do movimento de supino é quando esse músculo recruta a maior quantidade de fibras tipo II. Esse padrão não é enxergado nos músculos PM e DA, os quais possuem um aumento dos valores de frequência no início do movimento seguido de um

decréscimo nos seus valores até o final da fase concêntrica. Além disso, as taxas de disparo de unidades motoras do tríceps braquial durante o alongamento máximo em contração se mostram menores que durante o encurtamento (DEL VALLE; THOMAS, 2005), o que corrobora com os baixos valores de Fmédia e F50 nas subfases excêntricas encontradas nesse trabalho.

Quando observada a velocidade média nas fases excêntrica e concêntrica e o tempo em cada uma delas, não é observada uma diferença significativa, o que demonstra uma similaridade entre os parâmetros e características das fases. Apesar da diferença fisiológica e metabólica existente entre fase excêntrica e concêntrica, quando observado o gráfico representado na figura 13 fica ainda mais evidente a semelhança no comportamento dos parâmetros cinemáticos na curva de velocidade. Nesse sentido, a determinação de uma nova subfase excêntrica pode contribuir para um melhor entendimento da contribuição desta fase para o movimento de supino paralímpico.

Alguns estudos tem procurado compreender o efeito da velocidade do movimento e do tempo de transição nas respostas agudas relativas ao treinamento de força, porém esses autores não encontraram uma maior ativação muscular na fase concêntrica nas condições de 1RM com menor aproveitamento do CAE (MANABE; SHIMADA; OGATA, 2007; MCBRIDE et al., 2010). Esses resultados corroboram com os achados desse estudo visto que, para a condição de 95% do 1CVM, após o período de pré-sticking todos os músculos têm seus valores de RMS diminuídos. Sakamoto e Sinclair (2006) verificaram em seu estudo que velocidades de execução mais lentas resultavam em menor número de repetições, e afirmaram que isso poderia ser atribuído ao menor aproveitamento do CAE. Para a modalidade de supino paralímpico seria interessante que os atletas em suas sessões de treinamento otimizassem sua velocidade da fase excêntrica de forma que houvesse um melhor aproveitamento do CAE. Ainda que as regras da modalidade exerça influência nesse parâmetro, toda estratégia que possa ser utilizada para que uma maior carga seja levantada deve ser levada em consideração.

Capítulo 6

Conclusão

Existe uma lacuna na literatura quanto ao estudo do supino paralímpico. Com os resultados que vêm sido mostrados na mídia no que se diz respeito ao esporte paralímpico, pesquisas científicas com aplicabilidade prática deve ser cada vez mais desenvolvidos nesse âmbito. Para isso, o entendimento dos mecanismos responsáveis pelas adaptações decorrentes do treinamento de força mostra-se primordial para a maximização desses benefícios e efetivação do treinamento desses atletas.

Esse estudo mostra que apesar de parecer similar ao movimento recreacional praticado nas academias, halterofilismo paralímpico possui peculiaridades que o transformam em importante objeto de estudo.

Pode-se observar que o músculo tríceps braquial, apesar de ter valores RMS significativamente abaixo dos chamados “músculos primários” do movimento de supino reto, o mesmo mostra uma importante participação na execução completa do movimento. O TB apresenta valores altos de frequência média e F50, especialmente na fase concêntrica do movimento de supino, o que sugere que este é um importante sinergista no levantamento de cargas próximas a máxima e possui grande importância em situações de fadiga dos outros grupos musculares.

Apesar do treinamento de resistência à fadiga dos músculos primários no supino paralímpico se mostrarem fundamentais para o sucesso na modalidade, o tríceps braquial apresenta uma importante função quanto a sua ativação no período mais crítico do movimento e deve ser treinado de maneira tão efetiva quanto as outras musculaturas envolvidas.

Este estudo quantificou ainda o tempo médio de parada da barra que ocorre na transição entre fase excêntrica e concêntrica e, em consonância com os achados na literatura,

pode-se concluir que os atletas podem se beneficiar do CAE se souberem utilizar de estratégias de treinamento efetivas, e dessa forma conseguirem levantar maiores cargas.

Todas estas questões, devidamente ponderadas, levantam dúvidas sobre se o acompanhamento das preferências de treinamento estende o alcance e a importância dos conhecimentos estratégicos para atingir a excelência. A prática cotidiana prova que a consulta aos diversos estudos que vem sendo desenvolvidos na área de esportes paralímpicos auxilia a preparação e a composição do treinamento que corresponde às necessidades de cada modalidade e a execução de pontos fundamentais para que melhorias sejam alcançadas.

Limitações do Estudo

As limitações desse estudo compreendem a dificuldade em se encontrar uma amostra homogênea devido aos atletas possuírem diferentes tipos de deficiências; o tamanho reduzido da amostra; a carência na literatura de estudos que utilizam dessa população; as angulações das articulações do cotovelo e ombro deveriam ter sido mensuradas com o objetivo de dar informações sobre ângulos e torques.

Trabalhos Futuros

- Realizar avaliações com uma amostra maior de atletas;
- Realizar a análise de outros músculos que se mostram importantes no movimento de supino paralímpico;
- Realizar a análise dos músculos antagonistas do movimento de supino;
- Maior exploração de outros parâmetros do movimento de supino;
- Mensuração das angulações das articulações envolvidas;
- Comparação do movimento de supino em atletas de alto rendimento hígidos e paralímpicos;
- Mensuração de outros parâmetros que indiquem fadiga;
- Verificar os resultados de diferentes propostas de treinamento nas respostas eletromiográficas no movimento de supino;

- Realizar avaliações que possa evidenciar outros parâmetros que dê maiores informações sobre a utilização do CAE ou não para o movimento de supino paralímpico.

Referências Bibliográficas

ABBOTT, B. C.; BIGLAND, B.; RITCHIE, J. M. The physiological cost of negative work. *The Journal of physiology*, v. 117, n. 3, p. 380-390, 1952.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1952.sp004755>

ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BLANCHI, J.-P. Three-dimensional analysis of human movement. [s.l.] Human Kinetics Publishers, 1995.

ALLISON, G. T.; FUJIWARA, T. The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical biomechanics*, v. 17, n. 6, p. 464-469, 2002.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00033-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00033-5)

AMADIO, A. C. et al. Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.

ARABADZHIEV, T. I.; DIMITROV, G. V; DIMITROVA, N. A. The cross-correlation and phase-difference methods are not equivalent under noninvasive estimation of the motor unit propagation velocity. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 3, p. 295-305, 2004.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.01.001>

ASCENSÃO, A. et al. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 2003.
<https://doi.org/10.5628/rpcd.03.01.108>

BARNETT, C.; KIPPERS, V.; TURNER, P. Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 9, n. 4, p. 222-227, 1995.
<https://doi.org/10.1519/00124278-199511000-00003>

BARROSO, R.; TRICOLI, V.; UGRINOWITSCH, C. Adaptações neurais e morfológicas ao treinamento de força com ações excêntricas. *Revista brasileira de ciência e movimento*, v. 13, n. 2, p. 111-122, 2008.

BILODEAU, M. et al. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 1, p. 83-92, 2003.
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00050-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00050-0)

BOSCO, C.; KOMI, P. V.; ITO, A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinavica*, 1981.
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1981.tb06716.x>

BRENTANO, M. A.; MARTINS KRUEL, L. F. A review on strength exercise-induced muscle damage: applications, adaptation mechanisms and limitations. *J Sports Med Phys Fitness*, v. 51, n. 1, p. 1-10, 2011.

BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: An evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering and Physics*, 1999.
[https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00054-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00054-5)

CACCHIO, A. et al. Effects of 8-week strength training with two models of chest press machines on muscular activity pattern and strength. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 4, p. 618-627, 2008.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.12.007>

CALATAYUD, J. et al. Bench press and push-up at comparable levels of muscle activity results in similar strength gains. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 29, n. 1, p. 246-253, 2015.
<https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000000589>

CARPENTER, C. S. Biomecânica. In: Biomecânica. [s.l: s.n.].

CARRASCO, D. I.; DELP, M. D.; RAY, C. A. Effect of concentric and eccentric muscle actions on muscle sympathetic nerve activity. *Journal of Applied Physiology*, v. 86, n. 2, p. 558-563, 1999.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.2.558>

CIFREK, M. et al. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics*, v. 24, n. 4, p. 327-340, 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>

CLEMONS, J. M.; AARON, C. Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 11, n. 2, p. 82-87, 1997.
<https://doi.org/10.1519/00124278-199705000-00005>

CORREIA, P. P.; SANTOS, P. M.; VELOSO, A. *Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana, 1993.

CRONIN, J. B.; MCNAIR, P. J.; MARSHALL, R. N. Magnitude and decay of stretch-induced enhancement of power output. *European Journal of Applied Physiology*, v. 84, n. 6, p. 575-581, 2001.
<https://doi.org/10.1007/s004210100433>

D'ALESSIO, T.; CONFORTO, S. Extraction of the envelope from surface EMG signals. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, v. 20, n. 6, p. 55-61, 2001.
<https://doi.org/10.1109/51.982276>

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.
<https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>

DE SÁ FERREIRA, A.; GUIMARÃES, F. S.; SILVA, J. G. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 31, n. 2, 2010.

DEL VALLE, A.; THOMAS, C. K. Firing rates of motor units during strong dynamic contractions. *Muscle and Nerve*, 2005.
<https://doi.org/10.1002/mus.20371>

DIMITROVA, N. A. et al. Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, p. 252-258, 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.08.007>

DOS SANTOS, S. S.; GUIMARÃES, F. J. DE S. P. Avaliação biomecânica de atletas paraolímpicos brasileiros. *Rev Bras Med Esporte*, v. 8, n. 3, 2002.
<https://doi.org/10.1590/S1517-86922002000300005>

DRINKWATER, E. J. et al. Validation of an optical encoder during free weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 21, n. 2, p. 510-517, 2007.
<https://doi.org/10.1519/00124278-200705000-00039>

DUNNICK, D. D. et al. Bench press upper-body muscle activation between stable and unstable loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 29, n. 12, p. 3279-3283, 2015.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001198>

ELLIOTT, B. C.; WILSON, G. J.; KERR, G. K. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med Sci Sports Exerc*, v. 21, n. 4, p. 450-462, 1989.
<https://doi.org/10.1249/00005768-198908000-00018>

ENOKA, R. M.; DUCHATEAU, J. Inappropriate interpretation of surface EMG signals and muscle fiber characteristics impedes understanding of the control of neuromuscular function. *Journal of Applied Physiology*, v. 119, n. 12, p. 1516-1518, 2015.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00280.2015>

ENOKA, R. M.; FUGLEVAND, A. J. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, v. 24, n. 1, p. 4-17, 2001.
[https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200101\)24:1<4::AID-MUS13>3.0.CO;2-F](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200101)24:1<4::AID-MUS13>3.0.CO;2-F)

FANG, Y. et al. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, v. 86, n. 4, p. 1764-1772, 2001.
<https://doi.org/10.1152/jn.2001.86.4.1764>

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, v. 96, n. 4, p. 1486-1495, 2004.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01070.2003>

FARTHING, J. P.; CHILIBECK, P. D. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *European Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 6, p. 578-586, 2003.
<https://doi.org/10.1007/s00421-003-0842-2>

FITTS, R. H. The cross-bridge cycle and skeletal muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 2008.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01200.2007>

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. Fundamentos do treinamento de força muscular. [s.l.] Artmed Editora, 2017.

FURTADO, D. A. Um método computacional livre de modelo esquelético para rastreamento e reconstrução em tempo real de múltiplos marcadores em sistemas de captura de movimento ópticos. 2013.

GEISSER, M. E. et al. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *The journal of pain*, v. 6, n. 11, p. 711-726, 2005.

<https://doi.org/10.1016/j.jpain.2005.06.008>

GERDLE, B. et al. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 142, n. 4, p. 457-465, 1991. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1991.tb09180.x>

GOŁAŚ, A. et al. Neuromuscular control during the bench press movement in an elite disabled and able-bodied athlete. *Journal of human kinetics*, v. 60, n. 1, p. 209-215, 2017. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0110>

GONZALEZ-IZAL, M. et al. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 2, p. 233-240, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.011>

GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F.; JULIAN, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 1966. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1966.sp007909>

GORDON, C. C.; CHUMLEA, W. C.; ROCHE, A. F. Stature, recumbent length, and weight. *Anthropometric standardization reference manual*. Champaign: Human kinetics Books, p. 3-8, 1988.

HALL, S. J. Biomecânica Básica. [s.l.] Grupo Gen-Guanabara Koogan, 2000.

Halterofilismo - Comitê Paralímpico Brasileiro. Disponível em: <<http://www.cpb.org.br/modalidades/57/halterofilismo>>. Acesso em: 18 out. 2019.

HAMILL, J. Bases biomecânicas do movimento humano. 1999.

HATFIELD, F. Hardcore bodybuilding: a scientific approach. [s.l.] McGraw-Hill, 1993.

HORTOBAGYI, T. et al. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of Applied Physiology*, v. 80, n. 3, p. 765-772, 1996. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.3.765>

HUI, F. C.; CHAO, E. Y.; AN, K. N. Muscle and joint forces at the elbow during isometric lifting. *Orthop Trans*, v. 2, p. 169, 1978.

HUNTER, G. et al. Bench press metabolic rate as a function of exercise intensity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 2, n. 1, p. 1-6, 1988. <https://doi.org/10.1519/00124278-198802000-00001>

JUDGE, L. W.; BURKE, J. R. The effect of recovery time on strength performance following a high-intensity bench press workout in males and females. *International journal of sports physiology and performance*, v. 5, n. 2, p. 184-196, 2010. <https://doi.org/10.1123/ijsspp.5.2.184>

JÚNIOR, V. DE A. R. et al. Comparação entre a atividade EMG do peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial durante os exercícios supino reto e crucifixo. *Rev Bras Med Esporte*, v. 13, n. 1, p. 51-54, 2007. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922007000100012>

KOMI, P. V. Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, Anais...2000 [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00064-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00064-6)

KOMI, P. V.; GOLLHOFER, A. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997. <https://doi.org/10.1123/jab.13.4.451>

KOMI, P. V. Ciclo de alongamento-encurtamento. Komi PV. Força e potência no esporte. Oxford, UK: Blackwell Publishing Co, p. 200-218, 2006.

KOMI, P. V; TESCH, P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, v. 42, n. 1, p. 41-50, 1979.
<https://doi.org/10.1007/BF00421103>

KUPA, E. J. et al. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. Journal of Applied Physiology, v. 79, n. 1, p. 23-32, 1995.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1995.79.1.23>

LANDER, J. E. et al. A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. Medicine and Science in Sports and Exercise, v. 17, n. 3, p. 344-353, 1985.
<https://doi.org/10.1249/00005768-198506000-00008>

LASTAYO, P. C. et al. Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v. 33, n. 10, p. 557-571, 2003.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.557>

LOFTICE, J. et al. Biomechanics of the elbow in sports. Clinics in sports medicine, v. 23, n. 4, p. 519-530, 2004.
<https://doi.org/10.1016/j.csm.2004.06.003>

MADSEN, N.; MCLAUGHLIN, T. Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. Medicine and Science in Sports and Exercise, v. 16, n. 4, p. 376-381, 1984.
<https://doi.org/10.1249/00005768-198408000-00010>

MANABE, Y.; SHIMADA, K.; OGATA, M. Effect of slow movement and stretch-shortening cycle on lower extremity muscle activity and joint moments during squat. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 2007.

MARCHETTI, P. H. et al. Exercício supino: Uma breve revisão sobre os aspectos

biomecânicos bench press exercise: A brief review in the biomechanical aspects. Brazilian Journal of Sports and Exercise Research, v. 1, n. 2, p. 135-142, 2010.

MARGARETA, N.; FRANKEL, V. H. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 1998, 2004.

MARQUES, M. C.; MARINHO, D. A. Physical parameters and performance values in starters and non-starters volleyball players: A brief research note. Motricidade, v. 5, n. 3, p. 7-11, 2009.

[https://doi.org/10.6063/motricidade.5\(3\).189](https://doi.org/10.6063/motricidade.5(3).189)

MCBRIDE, J. M. et al. Comparison of kinetic variables and muscle activity during a squat vs. a box squat. The Journal of Strength & Conditioning Research, v. 24, n. 12, p. 3195-3199, 2010.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f6399a>

MCCAW, S. T.; FRIDAY, J. J. A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. J Strength Cond Res, v. 8, n. 4, p. 259-264, 1994.

<https://doi.org/10.1519/00124278-199411000-00011>

MEDOLA, F. O.; ELUI, V. M. C.; SANTANA, C. DA S. A lesão medular e o esporte adaptado em cadeira de rodas. Lecturas Educación Física y Deportes, v. 15, n. 143, 2010.

MENZEL, H.-J. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (Rede CENESP-MET). Revista Brasileira de Biomecânica, v. 3, n. 1, p. 57-67, 2002.

MERLETTI, R.; PARKER, P. A.; PARKER, P. J. Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications. [s.l.] John Wiley & Sons, 2004. v. 11

<https://doi.org/10.1002/0471678384>

MIYAGUCHI, K.; DEMURA, S. Relationships between muscle power output using the stretch-shortening cycle and eccentric maximum strength. The Journal of Strength &

Conditioning Research, v. 22, n. 6, p. 1735-1741, 2008.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318182220a>

MIZIARA, I. M. Proposta de um sistema para avaliação biomecânica de atletas de taekwondo. 2014.

MOESLUND, T. B.; HILTON, A.; KRÜGER, V. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. Computer vision and image understanding, v. 104, n. 2-3, p. 90-126, 2006.
<https://doi.org/10.1016/j.cviu.2006.08.002>

MOOKERJEE, S.; RATAMESS, N. Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. The Journal of Strength & Conditioning Research, v. 13, n. 1, p. 76-81, 1999.
<https://doi.org/10.1519/00124278-199902000-00014>

MOORE, D. R. et al. Myofibrillar and collagen protein synthesis in human skeletal muscle in young men after maximal shortening and lengthening contractions. American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism, v. 288, n. 6, p. E1153-E1159, 2005.
<https://doi.org/10.1152/ajpendo.00387.2004>

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. Journal of Applied Physiology, v. 74, n. 4, p. 1729-1734, 1993.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.4.1729>

NARDONE, A.; ROMANO, C.; SCHIEPPATI, M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. The Journal of physiology, v. 409, n. 1, p. 451-471, 1989.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1989.sp017507>

NEWTON, R. U. et al. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. European journal of applied physiology and occupational physiology, v. 75, n. 4, p. 333-342, 1997.

<https://doi.org/10.1007/s004210050169>

NORWOOD, J. T. et al. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *Journal of strength and conditioning research*, v. 21, n. 2, p. 343, 2007.
<https://doi.org/10.1519/R-17435.1>

OLIVEIRA, A. DE S. C.; GONÇALVES, M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, p. 295-303, 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.07.008>

OLIVEIRA, I. M. et al. Estimated features from surface EMG of the lower limb correlate with the subjective sensation of pain. *Psychology & Neuroscience*, v. 7, n. 3, p. 355, 2014.
<https://doi.org/10.3922/j.psns.2014.044>

PADDON-JONES, D. et al. Differential expression of muscle damage in humans following acute fast and slow velocity eccentric exercise. *Journal of science and medicine in sport*, v. 8, n. 3, p. 255-263, 2005.
[https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(05\)80036-2](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(05)80036-2)

Paralympics History - History of the Paralympic Movement | International Paralympic Committee. Disponível em: <<https://www.paralympic.org/ipc/history>>. Acesso em: 18 out. 2019.

PARR, J. J. et al. Symptomatic and functional responses to concentric-eccentric isokinetic versus eccentric-only isotonic exercise. *Journal of athletic training*, v. 44, n. 5, p. 462-468, 2009.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.462>

PÉREZ-CASTILLA, A. et al. Comparison of the force-, velocity-and power-time curves between the concentric-only and eccentric-concentric bench press exercises. *Journal of strength and conditioning research*, 2018.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002448>

PIITULAINEN, H.; HOLOBAR, A.; AVELA, J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise. Scandinavian journal of medicine & science in sports, v. 22, n. 3, p. 418-429, 2012.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01228.x>

PROSKE, U. et al. Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology, v. 31, n. 8, p. 546-550, 2004.
<https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2004.04028.x>

ROBERTSON, G. E. et al. Research methods in biomechanics. [s.l.] Human kinetics, 2013.

RODRIGUES, L. A. Caracterização de variáveis cinemáticas e eletromiográficas da fase excêntrica no exercício supino reto em atletas paralímpicos. 2016.

SABICK, M. B. et al. Valgus torque in youth baseball pitchers: a biomechanical study. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, v. 13, n. 3, p. 349-355, 2004.
<https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.01.013>

SAKAMOTO, A.; SINCLAIR, P. J. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. Journal of strength and conditioning research, v. 20, n. 3, p. 523, 2006.
<https://doi.org/10.1519/16794.1>

SANTOS, M. C. A. et al. Análise da fadiga muscular localizada em atletas e sedentários através de parâmetros de freqüência do sinal eletromiográfico. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, p. 509-512, 2008.
<https://doi.org/10.1590/S1517-86922008000600007>

SCHICK, E. E. et al. A comparison of muscle activation between a Smith machine and free weight bench press. The Journal of Strength & Conditioning Research, v. 24, n. 3, p. 779-784, 2010.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cc2237>

SCHMIDTBLEICHER, D.; HARALAMBIE, G. Changes in contractile properties of muscle after strength training in man. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 1981.
<https://doi.org/10.1007/BF00423398>

SIFF, M. C.; VERKHOSHANSKY, Y. V. Supertraining: Strength Training for Sporting Excellence. In: Supertraining Internationa. [s.l: s.n.].

SILVA, B. G. DA. Estudo da atividade eletromiográfica e de parâmetros cinemáticos do supino paralímpico de alto rendimento. 2015.

SILVA, C. R. DA et al. Análise da reprodutibilidade de parâmetros no domínio da frequência do sinal EMG utilizados na caracterização da fadiga muscular localizada. MOTRIZ-REVISTA DE EDUCACAO FISICA, v. 18, n. 3, p. 456-464, 2012.
<https://doi.org/10.1590/S1980-65742012000300006>

SIMON, R.; VICENZINO, B.; WRIGHT, A. The influence of an anteroposterior accessory glide of the glenohumeral joint on measures of peripheral sympathetic nervous system function in the upper limb. Manual Therapy, v. 2, n. 1, p. 18-23, 1997.
<https://doi.org/10.1054/math.1997.0282>

SPARKS, C. Effects of Pre-Exhaustion of a Secondary Synergist on a Primary Mover in a Compound Exercise. Journal of Exercise, Sports & Orthopedics, 2016.
<https://doi.org/10.15226/2374-6904/3/1/00141>

STAUDE, G. et al. Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, v. 2001, n. 2, p. 867853, 2001.
<https://doi.org/10.1155/S1110865701000191>

STAUDENMANN, D. et al. Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability. Journal of biomechanics, v. 40, n. 4, p. 900-909, 2007.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.021>

SULLIVAN, J. J. et al. Cardiovascular response to restricted range of motion resistance exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 10, n. 1, p. 3-7, 1996. <https://doi.org/10.1519/00124278-199602000-00001>

TESCH, P. A. et al. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 138, n. 3, p. 263-271, 1990. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1990.tb08846.x>

TREBS, A. A.; BRANDENBURG, J. P.; PITNEY, W. A. An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 24, n. 7, p. 1925-1930, 2010.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ddfae7>

TURNER, A. N.; JEFFREYS, I. The stretch-shortening cycle: Proposed mechanisms and methods for enhancement. *Strength & Conditioning Journal*, v. 32, n. 4, p. 87-99, 2010. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181e928f9>

VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. A comparison of successful and unsuccessful attempts in maximal bench pressing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 41, n. 11, p. 2056, 2009. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a8c360>

VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. The "sticking period" in a maximum bench press. *Journal of sports sciences*, v. 28, n. 5, p. 529-535, 2010. <https://doi.org/10.1080/02640411003628022>

VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. A comparison of muscle activity in concentric and counter movement maximum bench press. *Journal of human kinetics*, v. 38, p. 63-71, 2013. <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0046>

VAN HOOREN, B.; ZOLOTARJOVA, J. The difference between countermovement and

squat jump performances: a review of underlying mechanisms with practical applications. The Journal of Strength & Conditioning Research, v. 31, n. 7, p. 2011-2020, 2017. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001913>

WAGNER, L. L. et al. The effect of grip width on bench press performance. Journal of Applied Biomechanics, v. 8, n. 1, p. 1-10, 1992. <https://doi.org/10.1123/ijsb.8.1.1>

WASIELEWSKI, N. J.; KOTSKO, K. M. Does eccentric exercise reduce pain and improve strength in physically active adults with symptomatic lower extremity tendinosis? A systematic review. Journal of athletic training, v. 42, n. 3, p. 409, 2007.

WILEN, J.; SISTO, S. A.; KIRSHBLUM, S. Algorithm for the detection of muscle activation in surface electromyograms during periodic activity. Annals of biomedical engineering, v. 30, n. 1, p. 97-106, 2002. <https://doi.org/10.1114/1.1430750>

WILLICK, S. E. et al. The epidemiology of injuries at the London 2012 Paralympic Games. Br J Sports Med, v. 47, n. 7, p. 426-432, 2013. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092374>

WILSON, J. M.; FLANAGAN, E. P. The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: A brief review. Journal of Strength and Conditioning Research, 2008. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817ae4a7>

WOITTIEZ, R. D. et al. A three-dimensional muscle model: A quantified relation between form and function of skeletal muscles. Journal of Morphology, 1984. <https://doi.org/10.1002/jmor.1051820107>

ZATSIORSKY, V. M.; KRAEMER, W. J. Ciência e prática do treinamento de força. [s.l.] Phorte São Paulo, 1999. v. 1

Anexos

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada “Desenvolvimento e aplicação de diferentes metodologias na análise do movimento de supino paralímpico”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Dr. Silvio Soares dos Santos, Dr. Adriano Alves Pereira, Dr. Valdeci Carlos Dionísio, Ms. Daniel Antônio Furtado e Bárbara Gama da Silva.

Nesta pesquisa buscamos aplicar diferentes protocolos para uma análise do movimento de supino paralímpico para que a técnica do movimento seja posteriormente melhorada e usada de acordo com a finalidade proposta.

Na sua participação você será submetido a três etapas: inicialmente serão determinadas medidas antropométricas tais como peso, envergadura e distância biaçromial. Na segunda etapa serão fixados sensores e marcadores em sua pele, próximos de suas articulações, para análise cinemática. A execução de seus gestos durante o treinamento serão gravados por câmeras infravermelho para reconstrução do movimento. Ressalta-se que essas câmeras não são capazes de identificar os voluntários, pois as mesmas conseguem capturar apenas a imagem de marcadores fixados ao corpo dos atletas, sendo assim, serão visualizados na tela do computador apenas pontos e suas coordenadas. Na terceira etapa, serão posicionados eletrodos sobre os músculos com maior recrutamento durante a execução do exercício de supino. Estas regiões serão limpas com álcool e, caso necessário, serão tricotomizadas para a realização de procedimentos para eletromiografia, com eletrodos sem fio. Em nenhum momento seu nome aparecerá no estudo, pois todos os sujeitos de pesquisa serão identificados por números. Além disso, é importante ressaltar que, em caso de publicação dos resultados, a sua identidade será preservada. Para ter acesso aos resultados e conclusões do estudo, basta entrar em contato com os pesquisadores e agendar um horário para que possa receber informações globais constantes no relatório final da pesquisa.

Os procedimentos desta pesquisa, mesmo considerados seguros e não invasivos, podem lhe oferecer alguns riscos, entre eles: você poderá sofrer alguma lesão devido ao risco

intrínseco relativo à própria prática da modalidade esportiva. No entanto, todas as etapas da pesquisa serão realizadas com muita cautela para que não lhe provoque desconfortos. Dessa maneira, serão tomadas algumas medidas de segurança, como o uso de roupas protetoras, e a presença de um educador físico, membro da equipe de pesquisa, que possui o conhecimento necessário para prestar socorros de urgência. Além disso, como forma de manter sua identidade em sigilo, de acordo com a Resolução 196/96, você será identificado por um número durante todo o estudo.

Entre os benefícios, destacam-se: o maior conhecimento dos gestos durante o treinamento de atletas da modalidade de halterofilismo paralímpico por meio das informações provenientes dos sinais biológicos, e o desenvolvimento de uma análise dos movimentos mais objetiva, possibilitando que o técnico e/ou treinador desenvolva novas estratégias de treinamento de forma a não comprometer a saúde do atleta.

Ressalta-se que você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa e que você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação.

Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você e qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com:

Adriano Alves Pereira, Bárbara Gama da Silva (Laboratório de Engenharia Biomédica - Faculdade de Engenharia Elétrica, Fone: (34) 3239 4771, Endereço: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco 1E, sala 8, Campus Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP: 38408-100).

Silvio Soares dos Santos, Valdeci Carlos Dionísio, Daniel Antônio Furtado (Laboratório de Biomecânica – Faculdade de Educação Física e Fisioterapia, Fone: (34) 3218 2962, Endereço: Rua Benjamin Constant, nº 1286, Campus Educação Física, Uberlândia-MG, CEP: 38400-678).

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres-Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco J, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-3tr2394131.

Publicações obtidas durante o período do doutorado

Trabalhos publicados em revista

MIZIARA, I. M., SILVA, B. G., MARQUES, I. A., DE SÁ, A. A. R., OLIVEIRA, I. M., PEREIRA, A. A., & NAVES, E. L. M. (2019). ANALYSIS OF THE BIOMECHANICAL PARAMETERS OF HIGH-PERFORMANCE OF THE ROUNDHOUSE KICKS IN TAEKWONDO ATHLETES. *Research on Biomedical Engineering*, 1-9. <https://doi.org/10.1007/s42600-019-00022-1>

Trabalhos publicados em anais de eventos (completo)

1. SILVA, B.G.; B. MENEZES, B.; J. FERNANDES, L.; E. S. RODRIGUES, M.; DUARTE, J.; T. M. COSTA, M. ANÁLISE DE VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS DE ATLETAS DE HANDEBOL DE UMA EQUIPE UNIVERSITÁRIA In: Anais COBECSEB 2017, 2017, Uberlândia. Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. Uberlândia: Even3, 2018.

2. SILVA, B.G; B. MENEZES, B.; J. FERNANDES, L.; E. S. RODRIGUES, M.; DUARTE, J.; T. M. COSTA, M. CORRELAÇÃO ENTRE FLEXIBILIDADE E DESEMPENHO NO SALTO VERTICAL EM ATLETAS DE FUTEBOL DE CAMPO DE UMA EQUIPE DE TREINAMENTO UNIVERSITÁRIA In: Anais COBECSEB 2017, 2017, Uberlândia.

3. SILVA, B. G.; SANTOS, S. S.; PEREIRA, A. A. ANÁLISE DO DESLOCAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO EM IDOSOS FISICAMENTE ATIVOS DE DIFERENTES MODALIDADES. Anais do XXV Congresso de Engenharia Biomédica. , 2016. Foz do Iguaçu.

Trabalhos publicados em anais de eventos (resumo)

1. SILVA, B. G.; LEITE, G. F. ANALISE DA QUALIDADE DE VIDA DOS ATLETAS DA EQUIPE DE BOCHA DA APARU – UBERLÂNDIA In: VI SEMINÁRIO INTERNACIONAL E X CURSO DE CAPACITAÇÃO TÉCNICA DA ANDE, 2018, RIO DE JANEIRO. Anais Do VI Seminário Internacional E X Curso De Capacitação Técnica Da ANDE, 2018.

2. RODRIGUES, L. A.; PEREIRA, A. A.; SANTOS, S. S.; OLIVEIRA, I. M.; **SILVA, B. G.**; FURTADO, D. A. ANALISE ELETROMIOGRAFICA DOS MÚSCULOS ENVOLVIDOS NO EXERCÍCIO DE SUPINO RETO NAS FASES EXCÊNTRICA E CONCÊNTRICA In: Anais XXV Congresso de Engenharia Biomédica. , 2016, Foz do Iguaçu.

Apresentação de trabalho

1. **SILVA, B. G.**; SANTOS, S. S. ; MIZIARA, I. M. ; RODRIGUES, L. A. ; NUNES, J. E. D. ; CUNHA, H. S. . ANÁLISE DA POTÊNCIA DE MEMBRO SUPERIOR EM ATLETAS DA SELEÇÃO PARALÍMPICA BRASILEIRA DE HALTEROFILISMO. Evento: IV Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia. 2016, Ribeirão Preto.

2. **SILVA, B.G.**; B. MENEZES, B.; J. FERNANDES, L.; E. S. RODRIGUES, M.; DUARTE, J.; T. M. COSTA, M. ANÁLISE DE VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS DE ATLETAS DE HANDEBOL DE UMA EQUIPE UNIVERSITÁRIA Evento: COBECSEB-2017, 2017, Uberlândia.

3. **SILVA, B.G**; B. MENEZES, B.; J. FERNANDES, L.; E. S. RODRIGUES, M.; DUARTE, J.; T. M. COSTA, M. CORRELAÇÃO ENTRE FLEXIBILIDADE E DESEMPENHO NO SALTO VERTICAL EM ATLETAS DE FUTEBOL DE CAMPO DE UMA EQUIPE DE TREINAMENTO UNIVERSITÁRIA Evento: COBECSEB-2017, 2017, Uberlândia.

4. **SILVA, B. G.**; LEITE, G. F. ANALISE DA QUALIDADE DE VIDA DOS ATLETAS DA EQUIPE DE BOCHA DA APARU - UBERLÂNDIA. Evento: VI SEMINÁRIO INTERNACIONAL E X CURSO DE CAPACITAÇÃO TÉCNICA DA ANDE , Rio de Janeiro, 2018.

Orientações e supervisões

1. Leandro Junio Fernandes. Programa de tutoria acadêmica "Doutor Legal". 2017. Orientação de outra natureza (Educação Física - Licenciatura Ou Bacharelado) - Universidade Federal de Uberlândia.

2. Beatriz Bezerra de Menezes. Programa de tutoria acadêmica "Doutor Legal". 2017. Orientação de outra natureza (Educação Física - Licenciatura Ou Bacharelado) - Universidade Federal de Uberlândia.