



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Bárbara Gama da Silva

**Estudo da atividade eletromiográfica e de parâmetros cinemáticos
do supino paralímpico de alto rendimento**

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

S586e
2015

Silva, Bárbara Gama da.
Estudo da atividade eletromiográfica e de parâmetros
cinemáticos do supino paralímpico de alto rendimento / Bárbara
Gama da Silva. - 2015.
81 f. : il.

Orientador: Adriano Alves Pereira.
Coorientador: Fabiano Politti.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Eletromiografia - Teses. 3.
Biomecânica - Teses. I. Pereira, Adriano Alves. II. Politti, Fabiano. III.
Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU: 62:61

Bárbara Gama da Silva

**Estudo da atividade eletromiográfica e de parâmetros cinemáticos
do supino paralímpico de alto rendimento**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia de Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

Coorientador: Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adriano Oliveira Andrade

Prof. Dr. Fabiano Politti

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2015

Resumo

O halterofilismo apareceu pela primeira vez em uma Paralimpíada, em 1964, em Tóquio, no qual a deficiência dos atletas era exclusivamente lesão da coluna vertebral. No halterofilismo os atletas permanecem deitados em um banco, e executam um movimento conhecido como supino. A prova começa no momento em que a barra de apoio é retirada – com ou sem a ajuda do auxiliar central – deixando os cotovelos totalmente estendidos. O atleta flexiona os braços, com os cotovelos descendo a barra até a altura do peito. Em seguida, a barra é elevada até a posição inicial, finalizando o movimento. O atleta pode realizar o movimento três vezes, sendo o maior peso validado, já que os árbitros ficam atentos à execução contínua do movimento e a parada nítida da barra no peito. O objetivo do presente estudo foi examinar aspectos cinemáticos e eletromiográficos em diferentes períodos da fase concêntrica do movimento de supino paralímpico em atletas de alto rendimento. Participaram 3 indivíduos do gênero feminino com idade entre 23 e 48 anos (média de $39,8 \pm 11,2$) e 7 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 1RM, obedecendo as regras da modalidade. Foram plotadas as curvas de velocidade e deslocamento para posteriormente dividir a fase concêntrica em fases de *pré-sticking*, *sticking* e *pós-sticking*. A eletromiografia revelou que os músculos Deltoide e Peitoral tiveram recrutamento superior ao músculo Tríceps Braquial durante grande parte da fase concêntrica do movimento. Esses resultados sugerem que pode ter havido uma maior ativação desses músculos no sentido de compensar o desgaste muscular causado pela fase excêntrica.

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

Abstract

Weightlifting first appeared on Paralympics in 1964 in Tokyo, in which the athletes deficiency was exclusively spinal injury. In weightlifting athletes remain lying on a bench, and perform a movement known as bench press. The test begins when the support bar is removed - with or without the help of auxiliary center - leaving the fully extended elbows. The athlete flexing arms, elbows down the bar to the chest. Then the bar is raised to the starting position, ending the movement. The athlete can perform the movement three times, the most validated weight, as referees are aware of the continuous execution of the movement and to clear the bar stop on the chest. The aim of this study was to examine kinematic and electromyographic aspects in different periods of the concentric phase of the movement of paralympic bench in high-performance athletes. Participated in three female subjects aged 23 to 48 years (mean 39.8 ± 11.2) and 7 male subjects aged between 18 and 41 years (mean 26.5 ± 8.0) were conducted Attempts to perform 3 to 95% of 1RM load, obeying the rules of the game. They were plotted the velocity curves and offset for later split the concentric phase in phases of pre-sticking, sticking and post-sticking. Electromyography revealed that the deltoid and pectoral muscles had higher recruiting the triceps muscle during much of the concentric phase of the movement. These results suggest that there may have been greater activation of these muscles to compensate for the muscle wasting caused by the eccentric phase.

Keywords: IPC Powerlifting, Electromyography, Kinematics, Biomechanics

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

Agradecimentos

A Deus por estar sempre no meu caminho me guiando e me dando força todos os momentos.

A minha mãe, Claudete, pelo amor, compreensão, apoio e carinho sempre.

Aos meus irmãos Marco Túlio e Jéssica pela paciência e conselhos.

A minha família, meu padrasto João Adolfo, Rogério, Rodrigo, Rafael e Juninho pelos momentos de união e descontração.

Ao meu orientador Dr. Adriano Alves Pereira pela oportunidade de estar neste projeto.

Ao coorientador Dr. Silvio Soares dos Santos pelas conversas elucidativas e pela ajuda sempre que precisei.

Aos inesquecíveis amigos da turma do Chinelo Lais, Maresha, Mariana, Ana Paula, Andressa, Letícia, Natália, Felipe e Leonardo que estiveram, estão e estarão comigo ‘para o que der e vier’.

Aos amigos do Biolab pela parceria e troca de conhecimentos que me proporcionaram durante meu tempo de mestrado. Em especial Isabela Marques, Maristella, Amanda e Rogério pelas conversas esclarecedoras e auxílio.

Aos amigos Luiza, Isabela Miziara e Daniel Teodoro não só pela ajuda direta para o desenvolvimento dessa pesquisa, mas pelas risadas, momentos de descontração, ensinamentos e, principalmente, amizade que espero levar para toda a vida.

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.

“A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver o mundo”

Albert Einstein

Sumário

INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	12
1.1 OBJETIVO GERAL	16
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	17
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1 TECIDO MUSCULAR ESQUELÉTICO	19
2.1.1 <i>Conceituação</i>	19
2.1.2 <i>Unidade Motora</i>	20
2.1.3 <i>Contração Muscular</i>	22
2.1.4 <i>Tipos de Fibras</i>	23
2.2 ANATOMIA DOS MÚSCULOS ENVOLVIDOS NO MOVIMENTO DE SUPINO	24
2.2.1 <i>Complexo do Ombro</i>	24
2.2.2 <i>Articulação do Cotovelo</i>	25
2.3 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO	26
2.3.1 <i>Eletromiografia</i>	27
2.3.2 <i>Cinemetria</i>	32
2.4 O ESPORTE PARALÍMPICO	37
2.4.1 <i>O Supino Paralímpico</i>	38
2.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	39
MATERIAIS E MÉTODOS	40
3.1 DETALHAMENTO DA AMOSTRA	40
3.2 FERRAMENTAS E TÉCNICAS	41
3.3 PROTOCOLOS DE COLETA	45
3.4 DESCRIÇÃO TÉCNICA DE SUPINO	46
3.5 ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS DADOS	48
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	50
3.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	50

RESULTADOS	51
4.1 CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS	51
4.2. RELAÇÃO DA ATIVIDADE MUSCULAR E OS INTERVALOS DA FASE CONCÊNTRICA	52
4.3 CORRELAÇÃO ENTRE TEMPO DE EXECUÇÃO E VELOCIDADE	59
4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	61
DISCUSSÃO	62
5.1 ASPECTOS ELETROMIOGRÁFICOS	62
5.2 ASPECTOS DA FASE CONCÊNTRICA	65
CONCLUSÃO	67
6.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	68
6.2 TRABALHOS FUTUROS	68
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
APÊNDICE: PUBLICAÇÕES OBTIDAS DURANTE O PERÍODO DO MESTRADO ..	77
ANEXO: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	80

Lista de Figuras

Figura 1:	Representação esquemática da anatomia do tecido muscular esquelético	20
Figura 2:	Esquema representativo da extensão dos motoneurônios do cordão espinhal aos músculos	21
Figura 3:	Visão esquemática do potencial de ação	22
Figura 4:	Vista anterior das estruturas articulares do ombro	25
Figura 5:	Vistas lateral e medial das estruturas articulares do cotovelo	26
Figura 6:	Representação esquemática do sinal EMG de uma unidade motora durante uma contração	28
Figura 7:	Câmera de infravermelho utilizada para captura de movimento	32
Figura 8:	Gráfico da velocidade e da aceleração da barra verticalmente durante o movimento de supino	34
Figura 9:	Comportamento típico do deslocamento da barra na vertical e velocidade da barra no movimento descrito por Van den Tillaar e Ettema	36
Figura 10:	Myosystem Br1 P-86	42
Figura 11:	Posicionamento do eletrodo no músculo Tríceps Braquial	43
Figura 12:	Posicionamento dos eletrodos nos músculos Deltoide Anterior e Peitoral Maior (parte clavicular)	43
Figura13:	Posicionamento das câmeras de reconstrução tridimensional	44
Figura14:	Ilustração do posicionamento dos marcadores reflexivos ao longo da barra	44
Figura 15:	Visualização da interface utilizada para o registro da cinemetria	45
Figura 16:	Curva típica do deslocamento da barra plotado no programa Matlab®	49
Figura 17:	Curva típica da velocidade plotado no programa Matlab®	49
Figura 18:	Sinal bruto da coleta EMG. A) Período de <i>pré-sticking</i> ; B) Período de <i>sticking</i> ; C) Período de <i>pós-sticking</i>	53
Figura 19:	Representação gráfica dos valores médios do RMS dos músculos estudados em cada uma das três fases	55
Figura 20:	Diferença dos valores RMS entre as fases de <i>pré-sticking</i> e <i>pós-sticking</i>	56
Figura 21:	Diferença dos valores RMS entre as fases de <i>pré-sticking</i> e <i>sticking</i>	57
Figura 22:	Diferença dos valores RMS entre as fases de <i>sticking</i> e <i>pós-sticking</i>	58
Figura 23:	Média do tempo e da velocidade dos atletas nos períodos da fase concêntrica	59

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 dos sujeitos	52
Tabela 5:	Representação dos valores médios do RMS normalizado dos músculos estudados em cada uma das fases	54
Tabela 6:	Média do tempo e da velocidade dos atletas nos períodos de <i>pré-sticking</i> , <i>sticking</i> e <i>pós-sticking</i>	58
Tabela 7:	Valores da Correlação de Spearman do tempo entre os picos de velocidade e as velocidades em cada um dos períodos	60

Lista de Abreviaturas e Siglas

ADP	Adenosina Bifosfato
Ag/AgCl	Prata/Cloreto de Prata
ATP	Adenosina Trifosfato
CEP/UFU	Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia
EMG	Eletromiográfico
GH	Hormônio do Crescimento
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
Pi	Fosfato Inorgânico
RM	Repetição Máxima
RMS	<i>Root Mean Square</i>
sEMG	Sinal eletromiográfico
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>

Capítulo 1

Introdução e Justificativa

Como é bem conhecido, o desempenho esportivo resulta da combinação de três fatores: fisiológicos, biomecânicos e psicológicos. Resumidamente, pode-se afirmar que os fatores fisiológicos estão relacionados ao estado físico e funcional do atleta, desenvolvidos por meio do trabalho de condicionamento físico específico, para atuar em uma determinada modalidade esportiva. Já os fatores biomecânicos estão relacionados aos gestos básicos de cada esporte, comumente chamados de fundamentos e que são exaustivamente repetidos nas sessões de treinamento, buscando o aperfeiçoamento de sua técnica de execução. Finalmente, os fatores psicológicos, importantíssimos para a manutenção do equilíbrio emocional necessário a um bom desempenho, podendo-se citar, dentre eles, a motivação, a competitividade, a ansiedade, a agressividade e o estress (JONES; HARDY, 1990).

O aperfeiçoamento das técnicas de treinamento para melhoria do desempenho e/ou prevenção de lesões é dependente da associação de métodos e técnicas de mensuração dos fatores que influenciam no desempenho esportivo. A reconstrução do movimento associada aos padrões de ativação muscular são informações preciosas para a compreensão de como os movimentos são executados. A partir disso, suas falhas ou imprecisões podem ser corrigidas ou minimizadas, facilitando a melhora do desempenho e a prevenção de lesões decorrentes de movimentos inadequados na execução do gesto esportivo.

Introdução e Justificativa

Por meio de tecnologias específicas é possível ter um entendimento melhor sobre a complexidade estrutural do movimento esportivo. Na cinemetria faz-se a utilização de imagens, registro de trajetórias, decurso de tempo, determinação de curvas de velocidade e de aceleração, entre outras variáveis, para realizar medições dos movimentos e posturas dos gestos desportivos realizados pelos atletas (ALLARD; BLANCHI; AISSAOUI, 1995). Outro método de avaliação que acrescenta fidedignidade a estudos biomecânicos de técnicas desportivas é a análise de sinais eletromiográficos, que podem fornecer informações que mostram as limitações e os pontos fortes do exercício e como essa abordagem pode ser útil em uma aplicação específica, como por exemplo um programa de treinamento com o intuito de melhorar o desempenho de atletas de alto rendimento (SANTANA; VERA-GARCIA; MCGILL, 2007).

Segundo Marchetti et al. (2010), o entendimento das diversas variações do exercício pode influenciar na correta prescrição durante o treinamento de força. A descrição da atividade de levantamento de pesos começa na posição deitada usando os membros superiores. Apresenta na posição inicial flexão de 90° do ombro e extensão de cotovelo. O movimento ocorre com uma abdução horizontal do ombro associada à flexão de cotovelo até a barra chegar ao peito caracterizando ação excêntrica dos músculos Peitoral Maior, Deltoide Anterior e Tríceps Braquial. Em seguida, ao retornar para a posição inicial, ocorre a adução horizontal com ação concêntrica dos músculos supracitados. Durante este movimento, diversos são os fatores biomecânicos que podem tornar seletiva as atividades musculares e/ou a efetividade do programa de treino e consequentemente o desempenho do atleta.

Em indivíduos sem qualquer deficiência, vários aspectos têm sido estudados com a finalidade de melhor compreender os mecanismos que podem contribuir para melhorar esse desempenho. Trebs, Brandenburg e Pitney (2010) citam que o exercício supino é comumente utilizado para desenvolver a musculatura do peitoral, ombro e tríceps, e além do supino tradicional (no banco plano), variações na execução são usadas em alguns treinamentos, apesar de uma falta de compreensão clara sobre a forma como essa modificação altera a ativação do grupo muscular peitoral e outros músculos sinergistas. Geralmente o treinamento envolve maior resistência, menor repetição e exercícios que utilizam grandes massas musculares para aumentar a geração de força máxima por um músculo ou grupo muscular (JUDGE; BURKE, 2010).

Introdução e Justificativa

O teste de 1RM (uma Repetição Máxima) é atualmente o teste mais utilizado para medir a força muscular e consiste no maior peso levantado em apenas uma repetição completa do movimento. Esse teste tem uma alta correlação com resistência muscular e fadiga sendo que o mesmo pode sofrer variações de acordo com o gênero e o histórico de treinamento do sujeito a ser estudado (RONTU et al., 2010).

É encontrado na literatura que mulheres parecem suportar períodos de repouso mais curtos para alcançar um volume específico durante a execução do supino (RATAMESS et al., 2012). Em 2011, Jandacka e Uchytíl procuraram determinar a máxima carga ótima para o supino com a finalidade de treinar a potência muscular; seus resultados sugerem a carga de 50% da resistência máxima (RM). A potência muscular requer uma carga moderada, de forma que seja possível realizar o movimento com rapidez. A velocidade por sua vez, para ser aumentada, requer maior ativação da musculatura envolvida no movimento, que pode ser melhorada por meio do treinamento.

Dependendo da posição dos segmentos, a potência muscular pode ser reduzida, revelando também um aspecto mecânico envolvido na execução do movimento de supino (VAN DEN TILLAAR et al., 2013). A ativação muscular também pode variar em função dos níveis de fadiga, o que sugere falha na transmissão neuromuscular (SAKAMOTO; SINCLAIR, 2012). O Sistema Nervoso adapta-se constantemente para manter suas estratégias de recrutamento para realizar o supino, frente à ocorrência progressiva da fadiga muscular. No entanto, as mudanças no controle tônico podem ser limitadas pela incapacidade de controlar cargas nas estruturas passivas e na articulação (BRENNECKE et al., 2009).

O esporte para pessoas deficientes surgiu no Brasil em 1958, com Robson de Almeida, portador de paraplegia. Foi ele quem fundou no Rio de Janeiro o primeiro clube de esporte do gênero: o Clube do Otimismo. O gesto de Robson foi resultado da experiência vivida nos Estados Unidos, onde fizera tratamento de reabilitação. O halterofilismo apareceu pela primeira vez em uma Paralimpíada, em 1964, em Tóquio, na qual a deficiência dos atletas era exclusivamente lesão da coluna vertebral. Até os Jogos de Atlanta, em 1996, somente os homens competiam, porém, quatro anos depois, em Sydney, as mulheres entraram definitivamente para a modalidade. No que tange o esporte, atualmente 109 países possuem halterofilistas paralímpicos. O Brasil participou pela primeira vez desta modalidade nos Jogos de Atlanta, com o atleta Marcelo Motta (CPB, 2014).

Introdução e Justificativa

No halterofilismo, os atletas permanecem deitados em um banco, e executam um movimento conhecido como supino. A prova começa no momento em que a barra de apoio é retirada – com ou sem a ajuda do auxiliar central – deixando os cotovelos totalmente estendidos. O atleta flexiona os braços, com os cotovelos descendo a barra até a altura do peito. Em seguida, a barra é elevada até a posição inicial, finalizando o movimento. O atleta pode realizar o movimento três vezes, sendo o maior peso validado, já que os árbitros ficam atentos à execução contínua do movimento e a parada nítida da barra no peito (CPB, 2014).

Comparados a indivíduos não portadores de deficiências, a atividade de supino desenvolvida por pessoas com lesão medular, com sequelas de pólio nos membros inferiores, pessoas amputadas, com acondroplasia dentre outros, pode apresentar diferenças nos padrões de recrutamento muscular, uma vez que parte dessas deficiências pode comprometer a estabilidade do tronco durante a execução dos movimentos do membro superior. Norwood et al. (2007) testaram em indivíduos hígidos o movimento do supino em bases estáveis e instáveis. Eles observaram que quando há maior instabilidade, os músculos do tronco são ativados, de forma a permitir que os membros superiores e inferiores tenham diferentes padrões de ativação, dependendo de como é a instabilidade. Considerando que parte das deficiências envolve a redução da massa de membros inferiores, ou mesmo a ausência de membros, pode-se supor que isto favorecerá a instabilidade de tronco para a execução do supino. A instabilidade também pode estar presente nos atletas com deficiências que reduzem ou afetam a eficiência da ativação muscular em músculos do tronco. No entanto, ainda não há estudos na literatura que tenham se dedicado a compreender as possíveis diferenças entre indivíduos com e sem deficiências na execução do supino. As possíveis diferenças poderiam explicar, ao menos em parte, o alto índice de lesão durante o levantamento de pesos de atletas paralímpicos. Willick et al. (2013) relataram que nos últimos jogos olímpicos o índice de lesão no levantamento de peso está entre os 4 mais altos em atletas paralímpicos, sendo que as lesões nos ombros, cotovelos e punhos representam cerca de 37% de todas as lesões apresentadas pelos atletas paralímpicos.

Segundo Hunter et al. (1988) tanto os macro quanto os micro traumas têm maior possibilidade de ocorrer nesses atletas quando estão presentes os fatores intrínsecos, como comprometimento da força, equilíbrio, coordenação, sensibilidade, tônus, flexibilidade e desalinhamento anatômico, muitas vezes levando ao uso exacerbado de segmentos não afetados funcionalmente. Além disso, fatores extrínsecos também podem favorecer esses traumas como uso da cadeira de rodas, órteses, próteses, local inadequado da prática dos

Introdução e Justificativa

esportes e modo irregular de treinamentos. A observação e o treinamento devem ser cuidados e individualizados, levando em conta suas deficiências e habilidades adicionais.

A análise dos movimentos dos atletas de halterofilismo paralímpico foi escolhida devido ao esporte em questão ser constituído por uma sequência de movimentos relativamente simples dos membros superiores que se tornam bastante complexos, na medida em que o atleta deve superar cargas bastante elevadas. Na investigação do movimento em biomecânica, busca-se a definição de um método para a orientação da análise experimental, processo que poderá envolver uma técnica ou um conjunto delas permitindo o esclarecimento de problemas na estrutura da investigação (AMADIO et al., 1999). Assim, o intuito deste trabalho é descobrir como se comporta eletromiograficamente os principais músculos envolvidos nos períodos da fase concêntrica do movimento de supino paralímpico.

Em comparação com outros movimentos do ser humano, a modalidade de supino paralímpico apresenta características especiais que o torna um interessante objeto de estudo na análise biomecânica do movimento. Entretanto, numerosos fatores podem afetar este complexo sistema, como por exemplo, a velocidade e a precisão dos movimentos. Isto torna a avaliação qualitativa direta do treinador bastante difícil e subjetiva, considerando que os padrões de movimento exigidos devem atingir um elevado nível de perfeição para que se almeje o sucesso em uma competição. Com isto, torna-se necessário o desenvolvimento de meios para se avaliar melhor as diversas características deste movimento. A biomecânica torna-se especialmente importante na avaliação de atletas de elite, mostrando ser fundamental quando se trata de um esporte individual, como é o caso do halterofilismo paralímpico.

A escassez de trabalhos nessa área motiva a esforços no sentido de compreender ainda mais os mecanismos primordiais desta tarefa motora que se constitui de elevada relevância não somente para o esporte paralímpico, mas também para o desenvolvimento de grande parte dos esportes de força e potência que utilizam os membros superiores.

1.1 Objetivo Geral

O objetivo desse estudo foi examinar aspectos cinemáticos e eletromiográficos em diferentes períodos da fase concêntrica do movimento de supino paralímpico em atletas de alto rendimento.

1.2 Objetivos Específicos

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

- Analisar o movimento de supino paralímpico sob o ponto de vista biomecânico;
- Verificar a influência entre o tempo de execução da fase concêntrica e a ativação muscular;
- Verificar se o comportamento biomecânico e cinesiológico de atletas paralímpicos se assemelham aos descritos na literatura.

1.3 Organização da Dissertação

O Capítulo 2 é composto pela revisão da literatura, na qual é realizada a fundamentação teórica da dissertação englobando, inicialmente, o tecido muscular esquelético, sua conceituação, anatomia e a forma como se contrai. Ainda neste capítulo são apresentadas formas de avaliações biomecânicas utilizadas amplamente para o estudo do gesto esportivo assim como a forma de medição e os fatores primordiais para que essas avaliações mostrem resultados fidedignos. Finalmente, é apresentada a história do esporte paralímpico e da modalidade em questão: o supino paralímpico.

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.

Introdução e Justificativa

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

Fundamentação Teórica

A fundamentação teórica da presente dissertação aborda inicialmente o tema Tecido Muscular Esquelético, sua conceituação, localização anatômica e funcionalidade no movimento de supino. Posteriormente é abordado a forma como pode-se avaliar biomecanicamente esse gesto esportivo, assim como trabalhos já desenvolvidos nessa área. Encerrando este capítulo, é contada brevemente a história de como surgiu o esporte paralímpico e a modalidade em questão: o supino paralímpico.

2.1 Tecido Muscular Esquelético

2.1.1 Conceituação

O músculo esquelético é composto por vários tipos de tecido, como o nervoso, o sanguíneo e conjuntivo (POWERS et al., 2000). Na Figura 1 encontra-se a representação esquemática da anatomia do tecido muscular esquelético. Conforme pode ser observado, sua estrutura é organizada de forma que fascículos de fibras de diferentes tamanhos e diâmetros sejam envolvidas por uma fâscia de tecido conjuntivo.

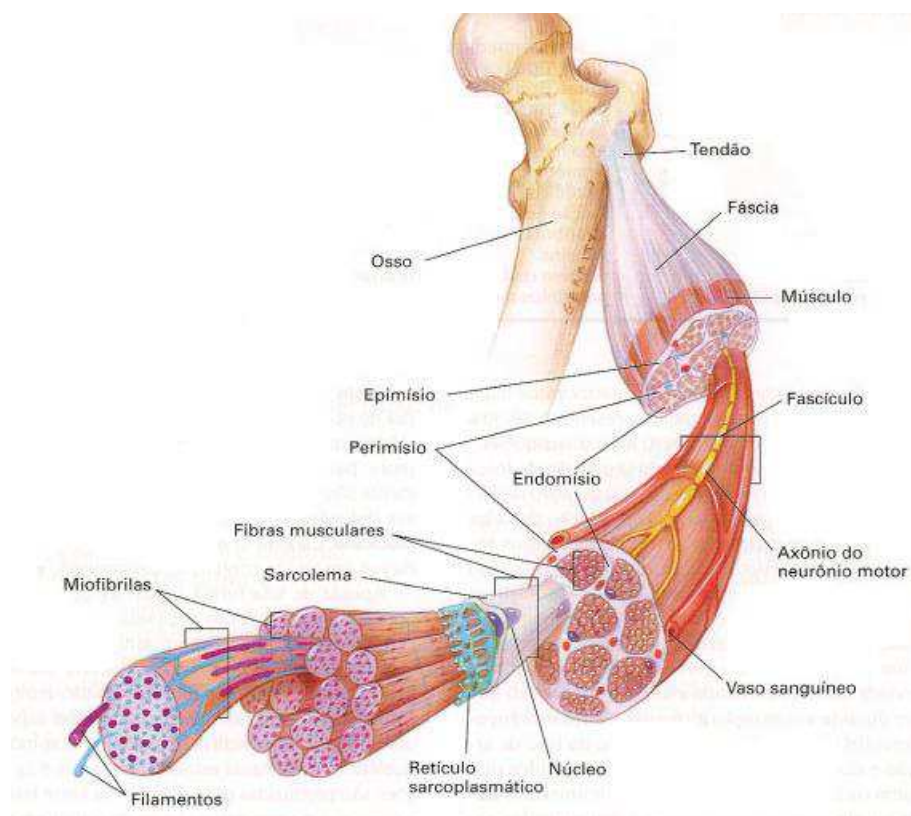


Figura 1: Representação esquemática da anatomia do tecido muscular esquelético (POWERS et al., 2000).

Cada extremidade do músculo é ligada ao osso por tendões, os quais não tem nenhuma propriedade contrátil ativa. Os músculos formam o componente contrátil, e os tendões os componentes elásticos em série. As forças produzidas pelo músculo são transmitidas ao osso por estes tecidos conjuntivos e tendões (KASSER, 1996).

Cada célula muscular está conectada ao ramo de uma fibra nervosa originária de uma célula nervosa. Essas células nervosas são denominadas motoneurônios e se estendem para fora a partir da medula espinal. O motoneurônio e todas as fibras musculares que ele inerva formam uma unidade motora (POWERS et al., 2000).

2.1.2 Unidade Motora

Cada motoneurônio que deixa a medula espinal inerva múltiplas fibras musculares, cujo número depende do tipo de músculo. Todas as fibras musculares inervadas por uma só

Fundamentação Teórica

fibra motora formam uma unidade motora (POWERS et al., 2000). A principal função das unidades motoras é gerar tensão mecânica. Para isso, é necessário que um potencial elétrico, gerado pelo sistema nervoso central, seja transmitido pelo motoneurônio até as fibras musculares (MARIEB; HOEHN, 2007), como representado na Figura 2.

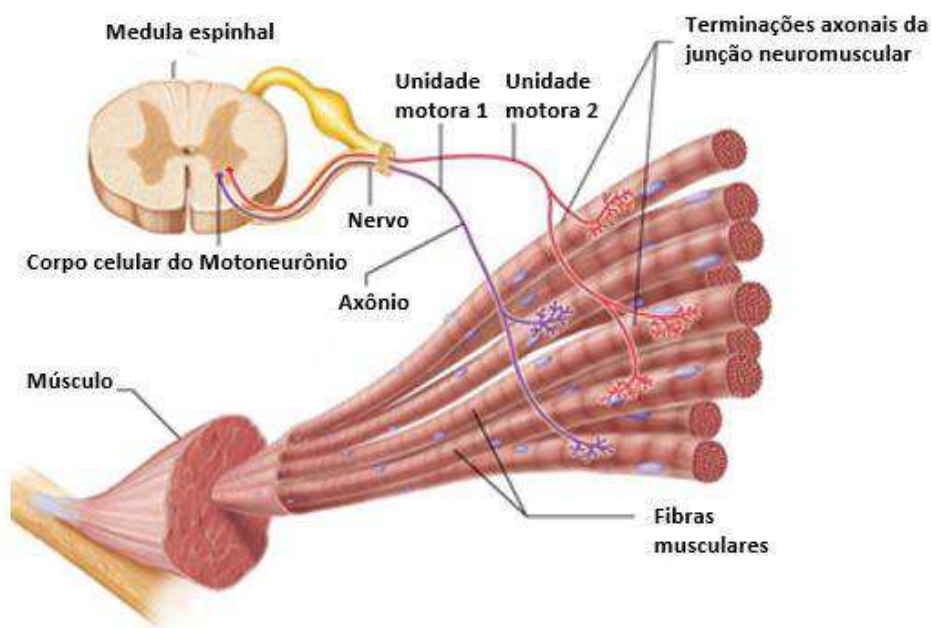


Figura 2: Esquema representativo da extensão dos motoneurônios do cordão espinhal aos músculos (MARIEB; HOEHN, 2007).

As unidades motoras possuem características que as diferem em parâmetros bioquímicos, fisiológicos e mecânicos (BURKE, 1981). Em geral, os pequenos músculos que reagem rapidamente e cujo controle deve ser exato, têm poucas fibras musculares em cada unidade motora. Inversamente, os grandes músculos, que não precisam de movimentos finos, podem ter várias centenas de fibras musculares em cada unidade motora (KONDEV; BHADELIA; DOUGLASS, 2004).

O local exato de intersecção do terminal nervoso com a célula muscular é denominado placa motora. O impulso nervoso produz um potencial na placa motora da fibra muscular. Ao atingir o limiar do mesmo, desencadeia um potencial de ação que se propaga ao longo da fibra, provocando a contração muscular (KOENEN et al., 2005).

2.1.3 Contração Muscular

O início da contração muscular dá-se com um potencial de ação que dirige-se ao longo do nervo motor até suas terminações nas fibras musculares. Em cada uma das terminações o nervo secreta pequena quantidade da substância neurotransmissora denominada de acetilcolina. Esta age sobre a membrana da fibra muscular, que através de moléculas proteicas que flutuam na membrana, abre canais sensíveis a acetilcolina. Esses canais fazem com que grande quantidade de íons sódio possam fluir para o interior da fibra muscular, desencadeando assim, o potencial de ação (GUYTON; HALL, 2006).

O potencial de ação é caracterizado por uma alteração rápida na polaridade da tensão elétrica, de negativa para positiva e de volta para negativa. Cada ciclo e, portanto, cada potencial de ação, possui uma fase ascendente, uma fase descendente e, ainda, uma curva de tensão elétrica inferior à do potencial de repouso de membrana (Figura 3) (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000).

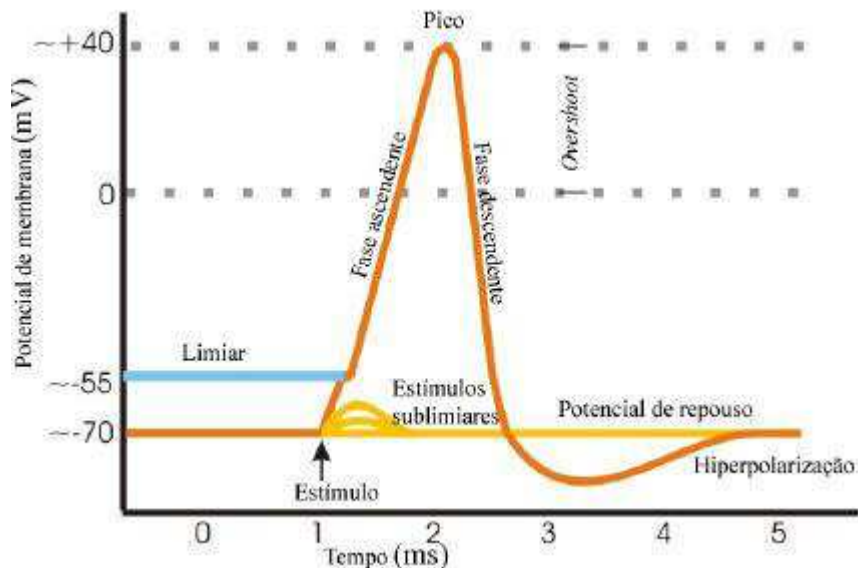


Figura 3: Visão esquemática do potencial de ação (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000).

A despolarização da membrana se propaga para dentro da fibra muscular, induzindo o retículo sarcoplasmático a liberar grande quantidade de íons cálcio que havia sido armazenada dentro desse retículo. Os íons cálcio têm como objetivo gerar forças atrativas entre os

Fundamentação Teórica

filamentos de actina e miosina, que deslizam uns sobre os outros causando assim o encurtamento de suas miofibrilas (POWERS et al., 2000).

A energia para a contração muscular é proveniente da degradação do ATP (adenosina trifosfato) pela enzima ATPase. Essa enzima, encontrada na “cabeça” da miosina, é responsável por romper a ligação entre ADP (adenosina bifosfato) e o P_i (fosfato inorgânico). A quebra dessa ligação libera energia que é utilizada para a realização do trabalho (TULLSON; TERJUNG, 1991).

2.1.4 Tipos de Fibras

Basicamente, o músculo esquelético é formado por três tipos de fibras musculares: do tipo I (lentas), IIa (intermediárias) e IIb (rápidas). Quando observadas individualmente, as fibras musculares possuem diferenças na velocidade de contração, oxidação, capilarização, resistência à fadiga, número e tamanho de mitocôndrias (CROWTHER et al., 2002).

O que determina o fenótipo muscular é a demanda funcional à qual o músculo é submetido. No treinamento resistido, a proporção de fibras musculares tipo II aumenta significativamente. Há um decréscimo de fibras musculares tipo I, bem como da isoforma da miosina de cadeia pesada IIb, e das isoformas híbridas, a favor do aumento da proporção de fibras IIa (WILLIAMSON et al., 2001).

As fibras intermediárias têm a capacidade de adquirir características que as possam tornar predominantemente oxidativas ou glicolíticas. Um treinamento concomitante, não geraria adaptações em fibras intermediárias, uma vez solicitadas em exercícios resistidos e aeróbicos são metabolicamente e neurologicamente opostos. Em treinamentos de força isolados com o objetivo de hipertrofia muscular é observado um aumento na proporção de fibras musculares do tipo II. O treinamento de força intenso aumenta a síntese proteica, resultando em aumento de proteínas contráteis e hipertrofia muscular (LEVERITT et al., 1999).

Estudos mostram que o treinamento anaeróbico é responsável por uma grande produção de lactato, aumento da atividade das enzimas glicolíticas, que são estimuladas entre trinta segundos e um minuto de treino, elevação das proteínas contráteis e produção de força máxima. Existe também estímulo na síntese de testosterona, importante hormônio anabólico

que estimula o hormônio do crescimento (GH), principalmente em situações em que a produção de lactato estiver elevada (DURAND et al. 2003; FLECK; KRAEMER, 1999; HOLLANDER et al., 2003; KRAEMER et al. 1990).

O treinamento de força modifica a relação testosterona-cortisol em favor do anabolismo, uma vez que o aumento na produção de cortisol mostra-se desfavorável a hipertrofia muscular com a degradação proteica que pré-dispõe a deterioração das proteínas contráteis musculares, o que pode causar atrofia muscular e diminuição da força, prejudicando o rendimento esportivo em modalidades que necessitam de tal, como por exemplo o movimento de supino (FLECK; KRAEMER, 1999).

Exercícios físicos de longa duração e alta intensidade causam um aumento na produção de cortisol, que é inversamente proporcional a produção de testosterona, acarretando num maior risco de degradação de proteína (NINDL et al., 2001).

2.2 Anatomia dos Músculos Envolvidos no Movimento de Supino

2.2.1 Complexo do Ombro

A articulação do ombro (Figura 4) é responsável por ligar o membro superior ao tronco. As articulações glenoumeral, acromioclavicular, esternoclavicular e escapulotorácica unidas formam a junta mais dinâmica e móvel do corpo humano e, mesmo que sua amplitude seja danificada com o processo de envelhecimento, a atividade física tem se mostrado ser um fator importante para a diminuição desse processo (FRANKEL; NORDIN, 2003; MURRAY et al., 1985).

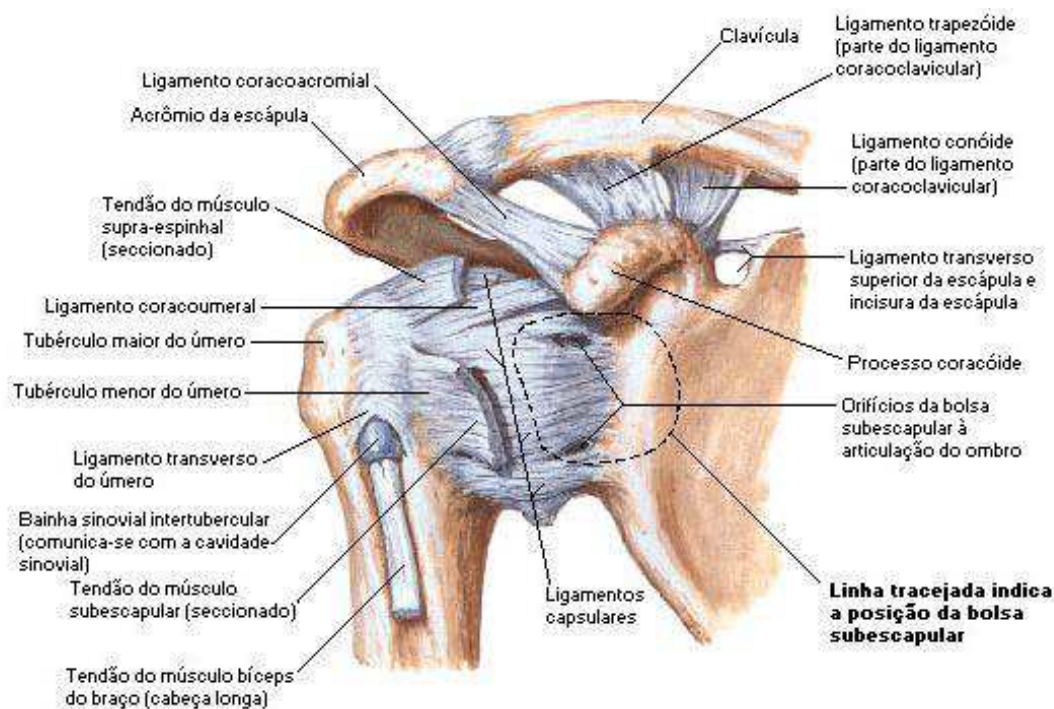


Figura 4: Vista anterior das estruturas articulares do ombro (NETTER, 2000).

Devido à grande mobilidade da articulação glenoumeral, a força produzida por um músculo agonista exige a ativação eficiente de um músculo antagonista, de modo que não resulte em uma força de deslocamento (SIMON; VICENZINO; WRIGHT, 1997). Os principais músculos envolvidos no complexo do ombro são: Deltoide, Peitoral Maior, Supraespinhal, Coracobraquial, Latíssimo do Dorso, Redondo Maior, Infraespinhal, Redondo Menor e Subescapular (HALL, 2000).

2.2.2 Articulação do Cotovelo

A articulação do cotovelo (Figura 5) é responsável pelo suporte para o sistema de alavanca do antebraço (FRANKEL; NORDIN, 2003). Esse complexo é formado pela junção das articulações umeroulnar e umerorradial. Metade da estabilidade do cotovelo é fornecida pela estrutura óssea, sendo o restante fornecido pela cápsula articular e pelos complexos ligamentares ulnar e radial (FERRETTI; CERULLO; RUSSO, 1987).

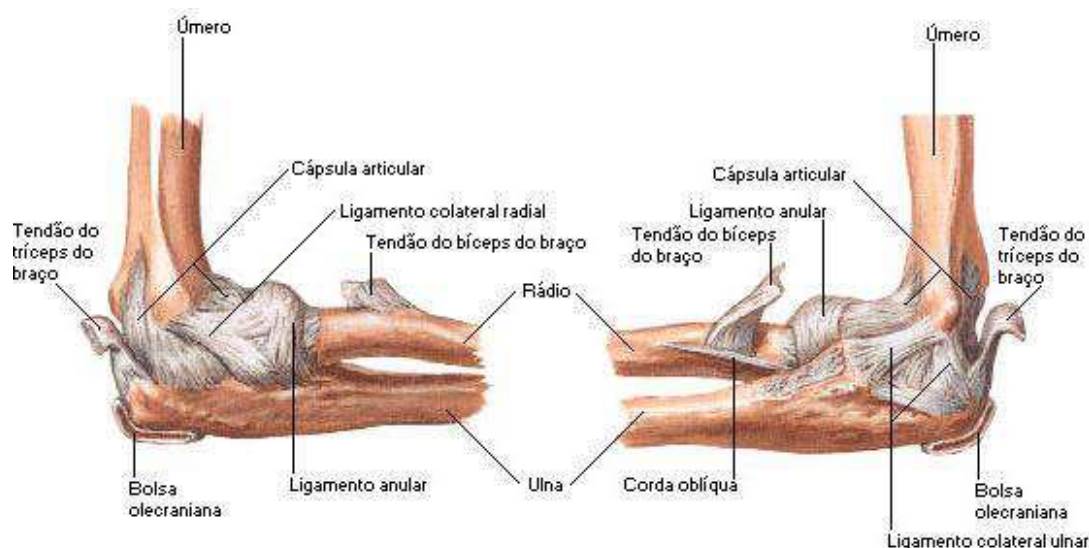


Figura 5: Vistas lateral e medial das estruturas articulares do cotovelo (NETTER, 2000).

Diversos músculos cruzam o cotovelo, incluindo aqueles que também cruzam o ombro e se estendem até as mãos e os dedos. Os principais músculos motores do complexo do cotovelo são: Bíceps Braquial, Braquiorradial, Braquial, Pronador Redondo, Pronador Quadrado, Tríceps Braquial e Supinador (HALL, 2000).

Embora o cotovelo não seja considerado uma articulação de sustentação de carga, ele frequentemente suporta grandes cargas durante as atividades diárias (FRANKEL; NORDIN, 2003). Estudos mostram que essas cargas podem ser ainda maiores durante a execução de gestos esportivos (HUI; CHAO; AN, 1978; LOFTICE et al., 2004; SABICK et al., 2004).

2.3 Métodos de Avaliação do Movimento

A avaliação biomecânica do movimento mostra-se essencial para um competente profissional analista do movimento, seja ele um educador físico, treinador, fisioterapeuta, ou qualquer outro profissional envolvido na prática esportiva. Como os pesquisadores biomecânicos se originam de diferentes áreas acadêmicas e campos profissionais, a pesquisa biomecânica aborda um variado espectro de problemas e questões (ENOKA, 2000).

2.3.1 Eletromiografia

Na eletrofisiologia é medida as diferenças de potenciais elétricos, na tentativa de avaliar as ações, tentando verificar os níveis de participação de cada músculo ou parte deste. A eletromiografia é o estudo da atividade da unidade motora, sendo uma técnica de captação que permite o registro e monitoramento das atividades eletroquímicas das fibras musculares. O sinal eletromiográfico (sEMG) é a soma algébrica de todos os sinais detectados em determinada área, podendo ser alterado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas (DE LUCA, 1997; ENOKA, 2000).

O processo de interpretação do eletromiograma possibilita uma visão da coordenação da atividade muscular. A *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK), estabelece, em 1999, a padronização conceitual e protocolar para avaliações eletromiográficas que são estabelecidas como referência a serem seguidas. Os sinais elétricos observados na eletromiografia estão diretamente relacionados com os potenciais de ação do músculo. A composição do fluido intracelular caracteriza-se pela alta concentração dos cátions potássio (K^+) e de proteínas anions (A^-), por outro lado o líquido intersticial é rico em cátions sódio (Na^+) e anions cloro (Cl^-). O gradiente de concentração de (Na^+) e (K^+) em ambos os lados da membrana, resulta na criação de um potencial elétrico (ENOKA, 2000).

Através do sinal EMG pode-se determinar o padrão temporal da atividade muscular e consequentemente indicadores da coordenação da técnica de movimento, verificando a velocidade e padrão de recrutamento da ação muscular para grupos musculares específicos e de interesse para cada modalidade esportiva (ENOKA, 1988).

A sincronização do sinal eletromiográfico com outro sistema de medição que defina parâmetros de natureza cinemática e/ou dinâmica mostra-se eficiente para que exista maior segurança em interpretar movimentos esportivos de natureza complexa e orientada ao rendimento máximo (CORREIA; SANTOS; VELOSO, 1993; ENOKA, 2000).

A eletromiografia pode ser dividida em dois tipos, seguindo a classificação de Correia, Santos e Veloso (1993):

- Eletromiografia invasiva: os eletrodos são colocados em contato direto com as fibras musculares, ou seja, no interior do músculo. Este tipo de registro não é representativo quando

Fundamentação Teórica

o objetivo é estudar a atividade completa de um músculo e é pouco utilizado por ser uma técnica invasiva.

- Eletromiografia de superfície: os eletrodos são colocados sobre a pele, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas. Caracteriza-se por ser um método não invasivo e de simples execução, este procedimento é amplamente utilizado em estudos cinesiológicos e neurofisiológicos dos músculos superficiais. Assim, como o sinal EMG de superfície guarda informações das propriedades neurais e fisiológicas das unidades motoras, e mostra-se possível investigar suas propriedades, no domínio do tempo e/ou no domínio da frequência, que podem fornecer informações para a compreensão dos processos eletrofisiológicos envolvidos na atividade muscular.

A Figura 6 é uma apresentação esquemática de um sEMG de uma única unidade motora. Neste esquema observa-se que a forma de onda do sEMG relaciona-se ao somatório dos potenciais de ação das fibras musculares próximos ao eletrodo invasivos.

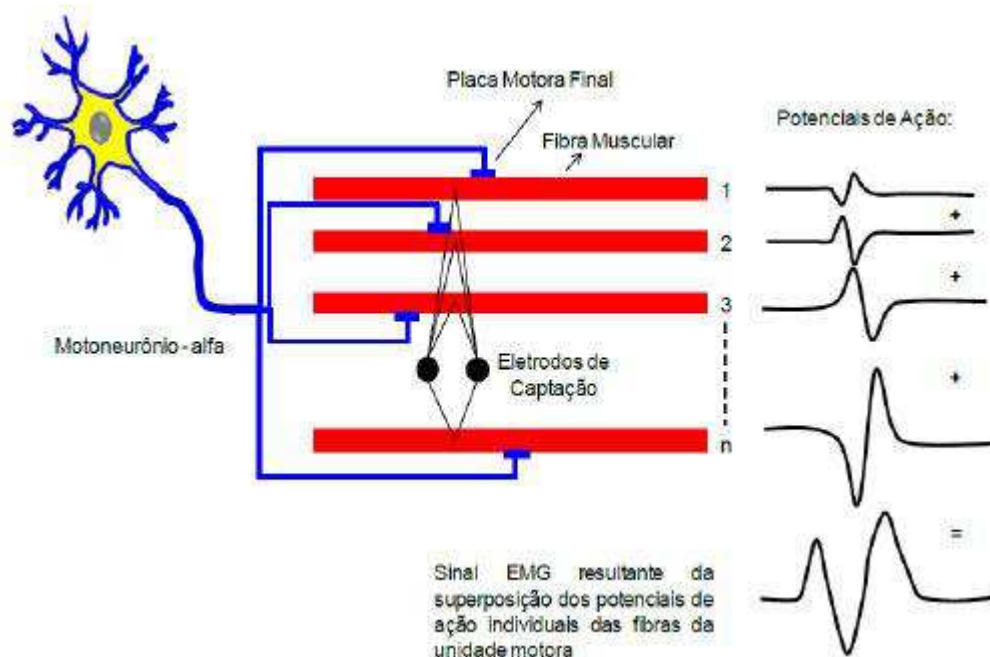


Figura 6: Representação esquemática do sinal EMG de uma unidade motora durante uma contração (KONRAD, 2005).

Fatores que afetam a característica do sinal EMG

- *Eletrodos*

O tipo de eletrodo escolhido depende da natureza da informação necessária e do músculo a ser examinado. Eletrodos de placa de prata continuam a serem utilizados para gravações clínicas de condução nervosa e motora, porém eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) ajudam a minimizar artefatos causados pela impedância da pele e por isso mostram-se mais adequados em contrações dinâmicas. Eletrodos pré-amplificados estão sendo usados para facilitar a atenuação do artefato causado pelo movimento dos cabos. Estes são chamados eletrodos ativos e são bastante eficazes na minimização de ruídos e para assegurar a fidedignidade do sinal gravado (AMINOFF, 1987; WEBSTER, 1984).

Em termos de amplitude de detecção, a zona de gravação é geralmente restrita a unidades motoras dentro de 10-12mm da superfície dos eletrodos, o sinal de músculos remanescentes é recebido nos eletrodos com aproximadamente a mesma intensidade do ruído produzido pelo ambiente (FUGLEVAND et al., 1992). Estudos indicam que eletrodos de superfície maiores não são bem sucedidos na detecção de potenciais de fibras mais distantes (FUGLEVAND et al., 1992; LYNN et al., 1978). O eletrodo de agulha apresenta ser menos eficiente na captação de uma determinada área a ser gravada devido a sua capacidade em detectar sinais de 15-20 fibras musculares aproximadamente (EDSTRÖM; KUGELBERG, 1968).

A colocação dos eletrodos em relação às fibras musculares é outro aspecto essencial para que o sinal EMG seja fiel. Estudos mostram que a colocação perpendicularmente, ao invés de paralelos, nas fibras musculares diminui em até 50% na amplitude do sinal que será registrada (MÖLLER, 1966; VIGREUX; CNOCKAERT; PERTUZON, 1979). Consequentemente, deve-se ficar atento a colocação dos eletrodos em paralelo com as fibras, mesmo que essa orientação pareça difícil devido a variação anatômica entre os indivíduos.

- *Fatores fisiológicos*

A amplitude do potencial de ação é maior nas fibras de contração rápida do que nas fibras de contração lenta. O diâmetro médio de uma fibra muscular pode aumentar até cinco vezes desde a infância até a idade adulta (BROOKE; ENGEL, 1969). Consequentemente, a

Fundamentação Teórica

diferença de amplitude do sinal EMG de superfície entre adultos e crianças se deve a área em corte transversal das fibras. Dobras cutâneas são outro fator que pode interferir no sinal EMG. Estudos mostram que durante a gravação de um mesmo músculo, indivíduos com pequena espessura de dobras cutâneas tendem a manifestar frequências medianas maiores (ANDREASSEN; ROSENFALCK, 1978; DE LA BARRERA; MILNER, 1994).

Mudanças morfológicas nas fibras musculares, tais como o comprimento da fibra, refletem em alterações nas características do potencial de ação resultante (GERILOVSKY; TSVETINOV; TRENKOVA, 1986, 1989). A velocidade de condução pelas fibras do músculo diminui inversamente proporcional ao tamanho do músculo a ser estudado. Devido a diminuição do diâmetro da fibra muscular o espectro de potência apresenta ser afetado pelo comprimento da fibra (DIMITROVA; DIMITROV; LATEVA, 1991; HUIJING et al., 1986; INBAR; ALLIN; KRANZ, 1987; MORIMOTO, 1986.; SHANKAR; GANDER; BRANDELL, 1989).

Contrações estáticas e dinâmicas também apresentam diferença na frequência espectral e na amplitude do sinal EMG. Uma das diferenças apresentadas entre elas é devido ao fluxo sanguíneo. Contrações estáticas aumentam a pressão intramuscular obstruindo o fluxo sanguíneo (FOLKOW; HALICKA, 1968; KÖRNER et al., 1984). Durante contrações isométricas, frequências espectrais globais tendem a mudar para características de baixa frequência com o aumento do comprimento muscular (OKADA, 1987).

Eletromiografia no movimento de supino

Diversos estudos já foram realizados com o movimento de supino na área de eletromiografia. O artigo mais antigo encontrado na literatura que explora o EMG no movimento de supino pesquisou 11 estudantes do gênero feminino que realizavam o movimento de supino em um aparelho isocinético. O objetivo do estudo foi determinar como a velocidade do supino influenciava na ativação muscular. Os autores demonstraram que o músculo Peitoral Maior tinha uma ativação inversamente proporcional a velocidade (ROSENTSWIEG; HINSON; RIDGWAY, 1975).

Alguns estudos vêm tentando responder duas questões: que a largura da pegada na barra interfere diretamente na carga a ser levantada, e que o aumento na largura da pegada

Fundamentação Teórica

ênfatisa a ação do músculo Peitoral Maior e diminui a ação do Tríceps (MADSEN; McLAUGHLIN, 1984; WAGNER et al., 1992). Um estudo realizado por Clemons e Aaron (1997) analisou a atividade muscular dos músculos Peitoral Maior, Bíceps Braquial, Deltoide Anterior e Tríceps Braquial com diferentes empunhaduras. Os resultados obtidos mostraram que todos os músculos principais envolvidos no movimento de supino apresentam menor ativação proporcionalmente a largura da empunhadura.

A variação na inclinação do banco durante o exercício de supino é outro fator que mostra afetar o grau de ativação muscular. Desse modo, a ativação total ou de regiões do músculo são definidas pelas características mecânicas do exercício, consistindo num importante elemento para o desenvolvimento da força e da hipertrofia muscular (BARNETT; KIPPERS; TURNER, 1995; PITNEY, 2010; TREBS; BRANDENBURG; PITNEY, 2010).

Estudos demonstram a influência da base de apoio no recrutamento muscular em diversos exercícios (GOODMAN et al., 2008; KOSHIDA et al., 2008). No exercício de supino os estudos indicam que a instabilidade da superfície pode causar alteração na ativação mioelétrica. Em trabalho realizado por Norwood et al. (2007) a ativação muscular foi comparada em quatro bases distintas no exercício de supino reto: base estável, instabilidade no tronco, instabilidade no apoio de membros inferiores, instabilidade no tronco e nos membros inferiores. Os resultados apresentaram que os músculos estabilizadores do tronco foram mais ativados de acordo com a base que fosse mais instável. Entretanto, a performance dos músculos envolvidos na execução de exercício de supino permanece a mesma ou é reduzida.

O exercício de supino é comumente executado com amplitude total permitida pela articulação, isso faz com que a força muscular varie de acordo com a amplitude do movimento. É descrito na literatura que, para o desenvolvimento de força em diferentes amplitudes o treinamento deve ser específico e utilizar a maior amplitude possível (BEACHLE; GROVES, 2000; MOOKERJEE; RATAMESS, 1999).

Amplitudes parciais de movimento são práticas utilizadas por indivíduos altamente treinados, visando o aumento de força e a utilização de cargas submáximas (BEACHLE; GROVES, 2000). Em estudo desenvolvido por Sullivan et al. (1996), os autores concluíram que indivíduos treinados produzem mais torque em exercícios utilizando amplitude parcial quando confrontado a máxima amplitude. Esses resultados corroboram com achados prévios em que foi analisada a diferença na produção de força (1RM e 5RM) em sujeitos treinados,

Fundamentação Teórica

utilizando amplitude parcial (90° de flexão do antebraço) e amplitude máxima no movimento de supino (MOOKERJEE; RATAMESS, 1999).

2.3.2 Cinemetria

Os sistemas de captura de movimento têm sido amplamente utilizados em várias áreas de estudo, incluindo a correção e otimização do gesto esportivo (MOESLUND; HILTON; KRÜGER, 2006). Os sistemas ópticos são os que utilizam câmeras de vídeo e têm sido muito utilizados devido ao alto nível de precisão, pelas altas taxas de amostragem e pela liberdade de movimento que oferecem (THOMAS et al., 2007). Esse sistema é constituído por câmeras especializadas de infravermelho (Figura 7) em conjunto com marcadores reflexivos que são dispostos em um corpo físico.



Figura 7: Câmera de infravermelho utilizada para captura de movimento (OPTITRACK, 2014).

O objeto é rastreado por um sensor localizado na câmera que realiza a varredura dos sinais provenientes de diodos emissores de radiação infravermelha. No caso das câmeras, funcionam tanto como fonte, como gravador da radiação infravermelha que reflete dos marcadores retrorreflexivos (HAMILL; KNUTZEN, 2012). A combinação das imagens dos marcadores registradas nas câmeras calcula suas posições quadro a quadro, permitindo uma análise minuciosa do gesto a ser estudado (GUERRA-FILHO, 2005; ZHANG, 1998).

Fundamentação Teórica

Na cinemetria os sistemas são orientados para as medições dos movimentos e posturas dos gestos desportivos realizados pelos atletas, através de imagens, registro de trajetórias, decurso de tempo, determinação de curvas de velocidade e de aceleração, entre outras variáveis derivadas (ALLARD; BLANCHI; AISSAOUI, 1995). São usados normalmente sistemas de videografia, com uma ou mais câmeras, de alta frequência, para reconstrução bi e tridimensional do gesto esportivo.

A partir das variáveis trajetória e decurso de tempo gasto para executar o movimento, observa-se indicadores cinemáticos de importância estrutural para a avaliação do rendimento esportivo, a saber: variações lineares e angulares de posição, velocidades lineares e angulares, velocidade do centro de gravidade, dos segmentos e das articulações, determinação das variações da aceleração do movimento, tempo de reação e tempo de movimento, entre outras variáveis a serem selecionadas conforme os propósitos da análise e necessidades indicadas pelos técnicos e/ou atletas (AMADIO et al., 1999). Devido à especificidade de cada técnica de movimento no esporte, é necessário desenvolver um sistema específico para cada meta. Isso implica na escolha e definição de variáveis apropriadas para a descrição desejada neste diagnóstico protocolar descritivo do movimento (KRABBE, 1994).

Cinemetria no movimento de supino

De todos os aspectos mecânicos do supino, o perfil cinemático vertical da barra tem recebido mais atenção na literatura. Vários trabalhos têm abordado o tema (ELLIOTT; WILSON; KERR, 1989; LANDER et al., 1985; WILSON; ELLIOTT; KERR, 1991), porém o trabalho de Madsen e McLaughlin (1984) forneceu uma descrição mais elaborada sobre o assunto. Eles descreveram seis pontos em um determinado tempo e 8 velocidades da barra (Figura 8). São eles: *start* (início do movimento descendente), velocidade máxima para baixo (ponto 2), Peito (quando a barra entra em contato com o peito) (ponto 4), velocidade máxima para cima (ponto 6), primeiro local velocidade ascendente mínima (velocidade mínima para cima entre os dois picos) (ponto 8) e final (ponto 9). Os autores descrevem três pontos no perfil de aceleração, durante toda a fase de subida da barra. São eles: primeira aceleração local máxima para cima (ponto 3), máxima aceleração ascendente (ponto 5) e aceleração no primeiro local mínimo (ponto 7).

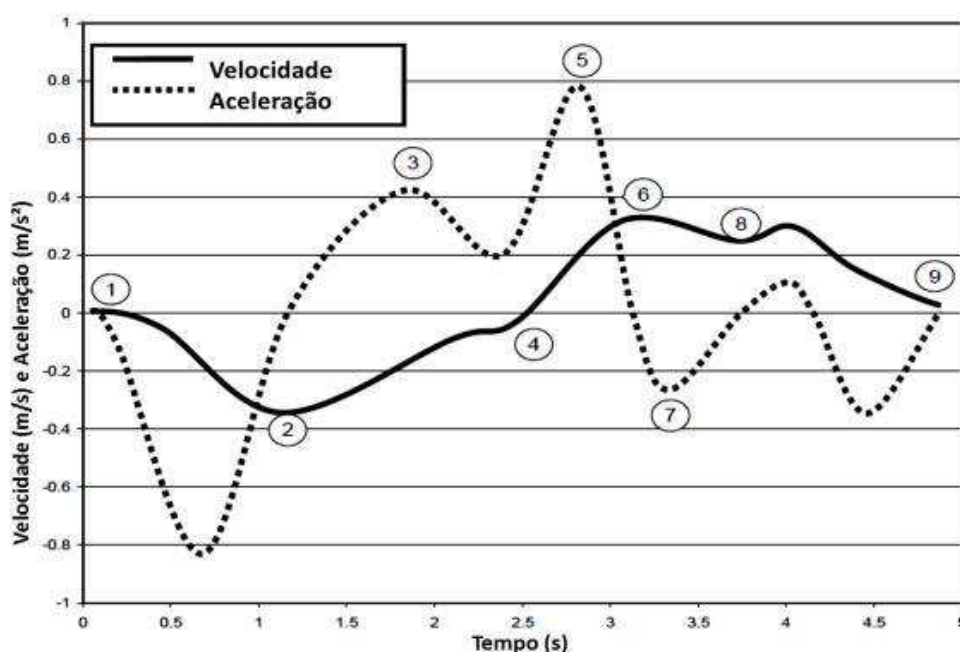


Figura 8: Gráfico da velocidade e da aceleração da barra verticalmente durante o movimento de supino descritos por Madsen e McLaughlin (1984).

Em estudo realizado por Marchetti et al. (2010) concluiu-se que levantadores de peso com maior tempo de prática na modalidade usam pegadas mais abertas quanto comparados a iniciantes, resultando em menores deslocamentos verticais da barra, o que vem a gerar uma economia de trabalho e consequentemente, um aumento na carga a ser levantada.

Em trabalho desenvolvido por Wagner et al. (1992) foi analisada a influência de diferentes distâncias na pegada no exercício de supino. Os resultados revelaram que em empunhaduras entre 165% e 200% da distância biacromial o trabalho realizado é menor, portanto a produção de força é maior.

A amplitude do movimento também vem sendo alvo de pesquisas devido a sua relação com o comprimento do braço de alavanca ou diferenças na ativação muscular. Sujeitos treinados produzem mais torque em exercícios com amplitude parcial quando comparado a máxima amplitude (MOOKERJEE; RATAMESS, 1999; SULLIVAN et al., 1996).

- O “*sticking point*”

Em estudos feitos por Madsen e McLaughlin (1984) e Newton et al. (1997) descobriu-se que em cargas máximas e submáximas há uma diminuição da velocidade, ocorrendo após a fase inicial do movimento ascendente, seguido de um aumento novamente após este ponto. Esta fase é particularmente chamada de “período *sticking*” e acontece 0,2 segundos depois da retirada da barra do peito e tem duração de até um segundo depois (ELLIOTT; WILSON; KERR, 1989). O ponto, na fase ascendente, em que a velocidade da barra sofre uma queda até começar a aumentar novamente e terminar o movimento, é designado cientificamente como “*sticking point*”. Newton et al. (1997) relataram que esse ponto pode ser encontrado em cargas acima de 90% da carga de 1RM. Lander et al. (1985) propuseram em seu estudo que a falha do movimento de supino comumente acontece durante esse período, pois a força aplicada pelo levantador é menor que a magnitude da barra e das anilhas. As análises dos dados indicam que os sujeitos falhavam com 103% da carga do 1RM. Van den Tillaar e Ettema (2010) sugeriram em seu estudo que a região de *sticking* ocorre não por causa da falta de força, mas devido ao atraso neural causado pelo desgaste na fase excêntrica.

Elliott, Wilson e Kerr (1989) descrevem em suas análises que o movimento de supino possui quatro fases (Figura 9). A primeira fase foi caracterizada a partir da velocidade descendente máxima, a fase excêntrica do movimento. O próximo período foi o menor ponto vertical da barra até a velocidade máxima da barra, o pré-*sticking*. O terceiro período foi da velocidade máxima da barra até a velocidade mais baixa da barra, o período de *sticking*. A última fase começa na parte em que a barra encontra-se com menor velocidade e dura até o fim do movimento, o pós-*sticking*.

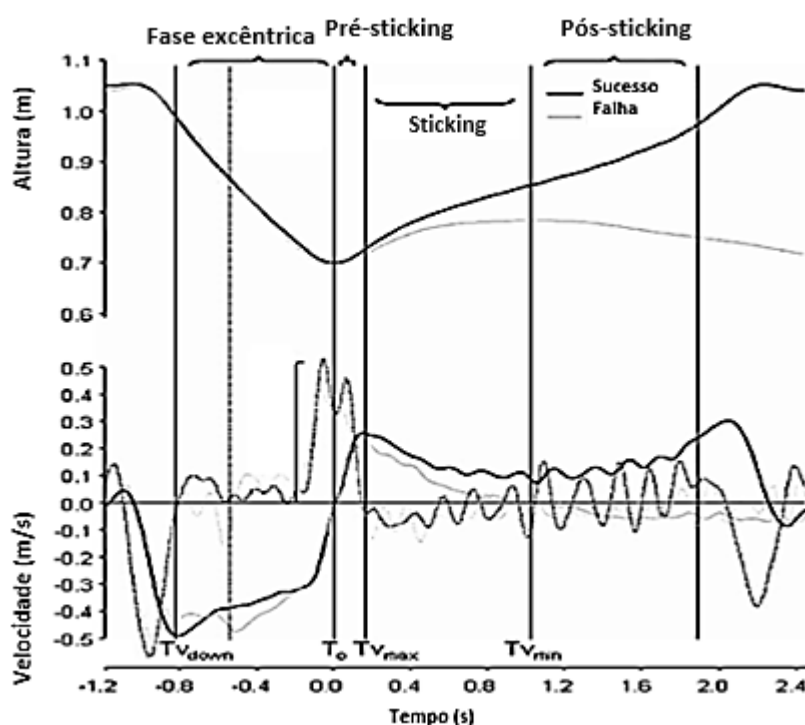


Figura 9: Comportamento típico do deslocamento da barra na vertical e velocidade da barra no movimento descrito por Van den Tillaar e Ettema (2009).

O estudo realizado por Van den Tillaar e Ettema (2009) mostra que foi encontrado um aumento significativo do recrutamento muscular do Peitoral Maior e Deltoide Anterior durante o movimento de subida. Já o bíceps mostrou um decréscimo na atividade muscular em ambas tentativas. O Deltoide Anterior apresentou uma correlação inversa com o bíceps, aumentando significativamente seu padrão de atividade, especialmente nas tentativas bem sucedidas. A atividade do Tríceps não revelou ser afetada pelo período ou tentativa, porém na fase excêntrica sua ação foi significativamente inferior quando a tentativa foi bem sucedida. Ainda neste estudo, conclui-se que o período de *sticking* ocorre tanto na tentativa de sucesso como na falha no exercício máximo de supino. Porém a falha não ocorre somente no período de *sticking*, apenas metade das tentativas falhas ocorrem durante essa fase.

Os pressupostos teóricos constataam que tanto em movimentos completos (com fase excêntrica e concêntrica) quanto em movimentos puramente concêntricos existe a fase de *sticking*. Verificou-se que em movimento puramente concêntrico os músculos envolvidos na execução do mesmo sofrem uma diminuição considerável, o que indica que neste movimento os músculos não sofrem contração máxima. Uma explicação plausível é o fato da perda de força elástica (VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2013).

2.4 O Esporte Paralímpico

Após a Segunda Guerra Mundial o número de combatentes que sofreram lesões na coluna vertebral era consideravelmente grande. Esta situação levou o neurocirurgião Ludwig Guttmann a iniciar um trabalho de reabilitação médica e social de veteranos de guerra por meio de práticas esportivas em 1944 com a criação do Centro Nacional de Lesionados Medulares de Stoke Mandeville, na Inglaterra. O sucesso do trabalho motivou o doutor a organizar a primeira competição para atletas em cadeiras de rodas na modalidade de arco e flecha, e assim o esporte paralímpico surgiu com o objetivo inicial de promover a melhoria nas condições de reabilitação e reinserção social de pessoas com deficiência (SENATORE, 2006).

Medola, Elui e Santana (2010) afirmam que o esporte para indivíduos com deficiência oferece vários benefícios, desde a melhora em sua autoestima como na qualidade física, a partir daí o esporte adaptado passa a ocasionar o crescimento do esporte paralímpico.

A classificação dos deficientes, inicialmente, era feita pelos médicos de acordo com a lesão medular, se era completa ou incompleta. O fato de não incluir nos jogos outros tipos de deficiência era pela dificuldade de classificação do esporte por ter atletas que apresentavam vantagens sobre o outro. Com o número crescente de atletas, a melhora considerável da performance e os avanços tecnológicos, muitas modificações têm sido feitas na tentativa de realinhar o esporte de alto rendimento para deficientes sugerindo assim, uma classificação que acompanhe essa evolução (MELLO; WINCKLER, 2012).

A classificação utilizada hoje na prática do esporte adaptado constitui-se em um fator de nivelamento entre a capacidade física e competitiva, colocando as deficiências semelhantes em um mesmo grupo. Isso permite uma competição equiparada entre indivíduos com várias sequelas de deficiência.

Cada esporte determina o próprio sistema de classificação, baseado nas habilidades funcionais, identificando as áreas chaves que afetam o desempenho para a performance básica do esporte escolhido. A habilidade funcional necessária independe do nível de habilidade ou do treinamento adquirido. Um atleta que compete em mais de um esporte recebe uma classificação diferenciada para cada modalidade (CPB, 2014).

Fundamentação Teórica

A equipe de classificação pode ser composta por três profissionais da área de saúde: médico, fisioterapeuta e um professor de educação física. A classificação é realizada em três estágios: médico, funcional e técnico (CPB, 2014).

No Brasil, o esporte paralímpico teve início no ano 1958, quando o brasileiro Robson Sampaio decidiu fundar na cidade do Rio de Janeiro o primeiro clube de esportes para deficientes físicos (CPB, 2014).

Em 1972, na Alemanha, o Brasil teve sua primeira participação nos Jogos Paralímpicos, mas a primeira medalha só veio em 1976 com Robson Sampaio de Almeida e Luís Carlos da Costa que ganharam medalha de prata na categoria dupla no Lawn Bowls, esporte semelhante a Bocha (CPB, 2014).

2.4.1 O Supino Paralímpico

O halterofilismo apareceu pela primeira vez em uma edição de Jogos Paralímpicos, em 1964, em Tóquio. A deficiência dos atletas era apenas com lesões na coluna vertebral. Até os Jogos de Atlanta, em 1996, somente os homens competiam. Quatro anos depois, em Sydney, as mulheres entraram de vez para a modalidade. Atualmente, 109 países possuem halterofilistas paralímpicos. É a única modalidade em que os atletas são categorizados por peso corporal, como no halterofilismo convencional. 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. São dez categorias femininas e dez masculinas. Os competidores precisam ter a 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 (CPB, 2014).

De forma geral, o objetivo principal no halterofilismo é aplicar uma força contra uma resistência o que causa um recrutamento muscular que desenvolve o músculo esquelético. Dessa forma, o treinamento deve priorizar o desenvolvimento e o aperfeiçoamento das capacidades fisiológicas e mecânicas dos grandes grupos musculares (FLECK; KRAEMER, 1999).

No halterofilismo, os atletas permanecem deitados em um banco, e executam um movimento conhecido como supino. A prova começa no momento em que a barra de apoio é retirada – com ou sem a ajuda do auxiliar central – deixando o braço totalmente estendido. O atleta flexiona o braço descendo a barra até a altura do peito. Em seguida, elevam-na até a posição inicial, finalizando o movimento. O atleta tem até três tentativas, 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, uma série de requisitos devem ser considerados. Os árbitros ficam atentos à execução contínua do movimento e à parada nítida da barra no peito, ainda sim, outras condições devem ser observadas, tais como respeitar os sinais sonoros emitidos pelo árbitro chefe e não bater a barra no suporte (CPB, 2014).

2.5 Considerações Finais

A fundamentação teórica apresentada neste Capítulo é o alicerce e a motivação das abordagens utilizadas nesta dissertação. 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.

Materiais e Métodos

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

3.1 Detalhamento da Amostra

Trata-se de um estudo observacional transversal do qual participaram 3 indivíduos do gênero feminino com idade entre 23 e 48 anos (média de $39,8 \pm 11,2$) e 7 indivíduos do gênero masculino com idade entre 18 e 41 anos (média $26,5 \pm 8,0$). Dentre 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. O estudo foi realizado no laboratório de biomecânica da Faculdade de Educação Física 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:

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

3.2 Ferramentas e Técnicas

Para este estudo os participantes foram instruídos a realizar uma repetição do movimento de supino com 95% da carga máxima (1RM). Os indivíduos executaram três tentativas com um intervalo de cinco minutos entre elas. Dados cinemáticos foram coletados da movimentação da barra e dos membros superiores do sujeito. Os dados eletromiográficos foram coletados para os músculos Peitoral Maior, Tríceps e Deltoide Anterior de ambos os lados.

- *Avaliação da composição corporal*

Para determinação da massa corporal foi utilizada uma balança em forma de plataforma da marca Filizola[®] (Brasil) e foi medido 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 (1983).

Materiais e Métodos

▪ *Registro da atividade eletromiográfica*

Para a obtenção dos sinais eletromiográficos foi utilizado o eletromiógrafo de superfície Myosystem-Br1 (DataHominis Tecnologia LTDA) composto por um conversor A/D (conversor analógico-digital) de 16 bits, com filtro passa-faixa de 20-500 Hz e amplificação total 2000x (Figura 10). Os sinais adquiridos foram pré amplificados, com razão de rejeição do modo comum de 120 dB, com frequência de aquisição de 2 kHz. Para evitar artefatos os equipamentos foram todos ligados em bateria e os envolvidos na pesquisa presentes no momento da coleta foram instruídos que desligassem quaisquer aparelhos eletrônicos.



Figura 10: 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 sincronizados obtidos pelo sistema de eletromiografia com aqueles adquiridos pelo sistema de reconstrução tridimensional.

Os eletrodos eram ativos simples diferenciais de Ag/AgCl e foram devidamente colocados nos músculos Tríceps Braquial (cabeça longa) (Figura 11), Peitoral Maior (parte clavicular) e Deltoide Anterior (Figura 12) 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*

Materiais e Métodos

Electrophysiology and Kinesiology). O eletrodo de referência foi posicionado proximalmente ao maléolo medial direito.



Figura 11: Posicionamento do eletrodo no músculo Tríceps Braquial.



Figura 12: 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,

Materiais e Métodos

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 (Figura 13).

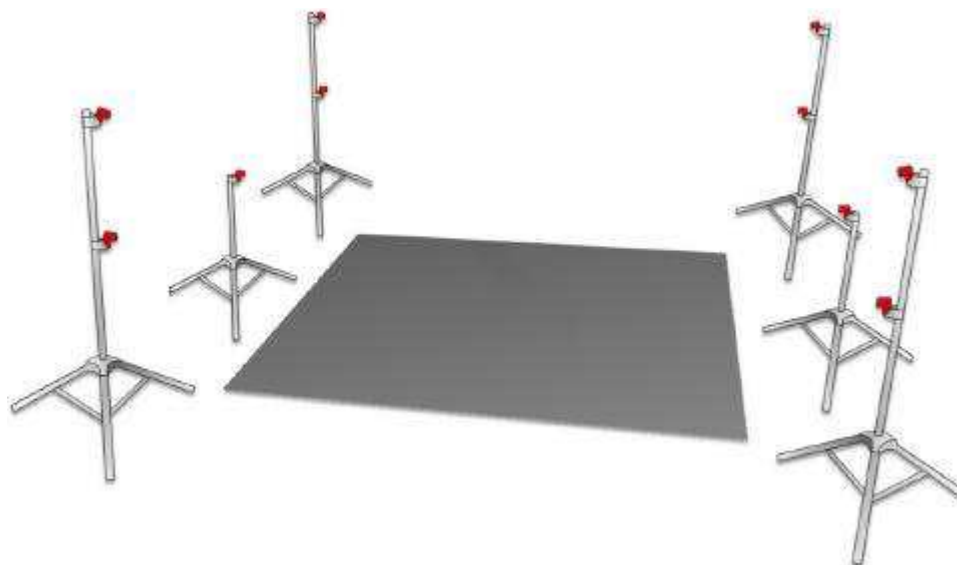


Figura13: Posicionamento das câmeras de reconstrução tridimensional (MIZIARA, 2014).

Três marcadores esféricos reflexivos, compostos por esferas plásticas de 10mm a 16mm de diâmetro e recobertas por fita retrorreflexível, foram posicionados ao longo de uma barra olímpica de 2,2m de comprimento utilizada para a realização do movimento de supino (Eleiko[®], Suécia). A Figura 14 faz representação ilustrativa da barra utilizada no momento da coleta.



Figura 14: Ilustração do posicionamento dos marcadores reflexivos ao longo da barra.

A calibração dinâmica das câmeras foi realizada através de software apropriado desenvolvido por Furtado (2013), para maximizar a precisão e diminuir o erro de reprojeção dos pontos tridimensionais. Os pontos foram reconstruídos de acordo com o pré-estabelecido protocolo e após o protocolo de calibração das câmeras as mesmas estavam devidamente prontas para a captura (Figura 15).

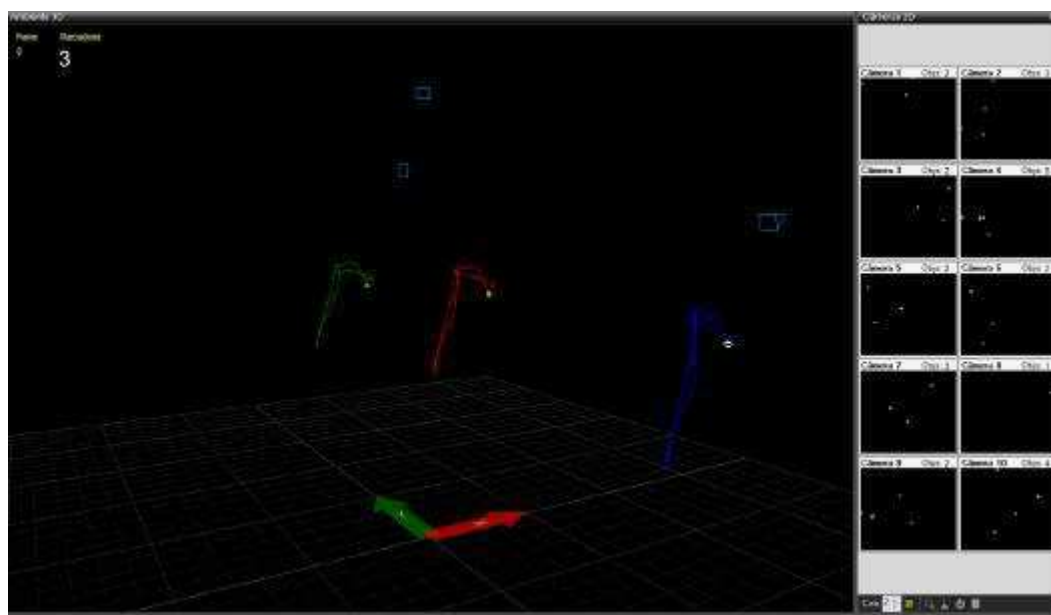


Figura 15: Visualização da interface utilizada para o registro da cinemetria.

3.3 Protocolo de Coleta

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

Inicialmente os sujeitos participantes da pesquisa foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa e as coletas de dados. Em seguida assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo) caso estivessem de acordo em participar do estudo. Uma via do termo foi entregue ao voluntário e a outra foi entregue ao pesquisador responsável.

Foram dadas instruções aos voluntários para que utilizassem roupas adequadas à prática de atividade física e a sala de coleta pôde ser acessada apenas por aqueles envolvidos na execução dos testes.

Os voluntários passavam por um aquecimento minutos antes da realização dos testes com o objetivo de evitar quaisquer danos musculares ou articulares devido às altas cargas envolvidas nos testes.

Antes da colocação dos eletrodos, a pele foi cuidadosamente esfoliada com papéis abrasivos de lixa fina, tricotomizada com lâmina descartável e limpa com álcool 95% e

Materiais e Métodos

algodão para evitar qualquer tipo de impedância que pudesse causar artefatos no sinal eletromiográfico.

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

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 simultaneamente com o acendimento de um LED infravermelho, que é reconhecido pelas câmeras como um novo marcador. Devido a taxa de aquisição do sinal eletromiográfico e cinemático ser diferente, existe um atraso para que o marcador seja identificado, assim os movimentos só eram iniciados após o sincronismo entre os sistemas.

Os sinais eletromiográficos brutos foram inspecionados visualmente a cada coleta com o objetivo de determinar sua qualidade.

Os voluntários foram instruídos a executar o movimento de supino paralímpico da mesma forma como realizado em competições. O sujeito foi orientado a levantar a carga três vezes, tendo um intervalo de cinco minutos entre as tentativas com a finalidade de evitar a fadiga muscular.

3.4 Descrição da Técnica de Supino

Nas Tabelas 1, 2 e 3 foram descritas as fases do supino desde a fase preparatória até o final da fase concêntrica.

Materiais e Métodos

Tabela 1: Descrição da fase preparatória do movimento de supino

Fase Preparatória		
Movimento	Principais Músculos	Ação
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)		
Movimento	Principais Músculos	Ação
Antebraço na posição de pronação	Pronador Quadrado	Isométrica
Flexão dos dedos	Flexor Profundo dos dedos, Flexor Superficial dos dedos	Isométrica
Extensão de ombro	Peitoral Maior, Latíssimo do Dorso, Redondo Maior, Deltoide	Excêntrica
Flexão de cotovelo	Tríceps Braquial, Ancôneo	Excêntrica
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

Materiais e Métodos

Tabela 3: Descrição da fase concêntrica do movimento de supino

Fase Concêntrica (distanciamento da barra em relação ao tórax)		
Movimento	Principais Músculos	Ação
Antebraço na posição de pronação	Pronador Quadrado	Isométrica
Flexão dos dedos	Flexor Profundo dos dedos, Flexor Superficial dos dedos	Isométrica
Flexão de ombro	Peitoral Maior, Latíssimo do Dorso, Redondo Maior, Deltoide	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

Durante a parada obrigatória da barra no peito toda a musculatura envolvida no movimento de supino faz uma contração isométrica. Em ambas as fases os músculos ativados são os mesmos, pois como as forças estão sendo aplicadas verticalmente no sentido da ação da gravidade, os mesmos fazem ação muscular concêntrica ou excêntrica de acordo com a fase em que se encontra o movimento.

3.5 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 mesmo com os dados eletromiográficos.

Após a coleta, a primeira etapa do processamento foi desenvolvida utilizando algoritmos matemáticos implementados no software Matlab[®]. A partir dos dados obtidos na cinemetria algumas características importantes para a análise estatística foram obtidas, tais como velocidade (Figura 16) e deslocamento da barra (Figura 17), tempo, e valor *Root Mean Square* (RMS) dos músculos envolvidos na pesquisa.

A normalização dos dados obtidos através do sEMG foi feita utilizando o valor máximo da contração muscular exercida em cada uma das coletas.

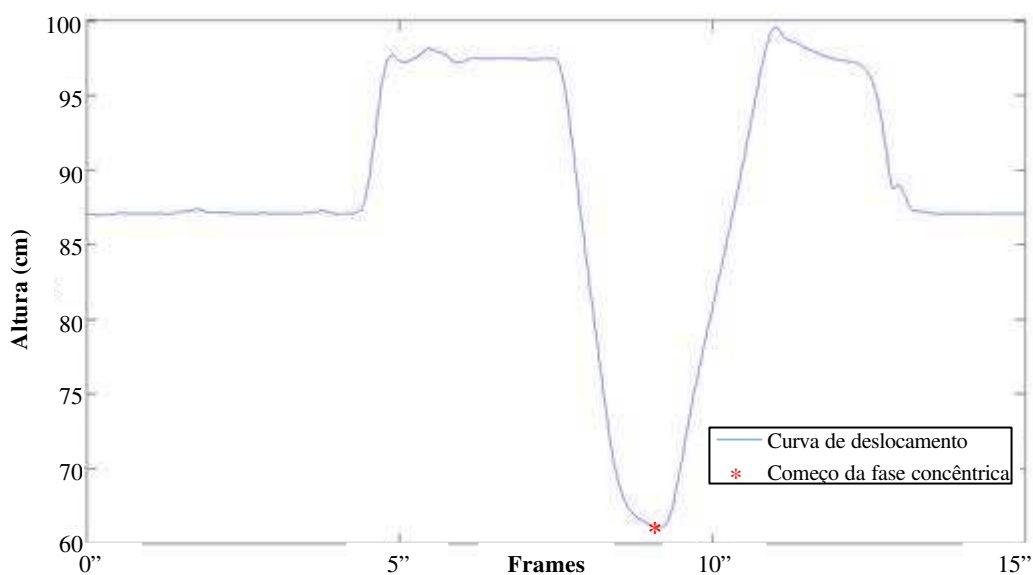


Figura 16: Curva típica do deslocamento da barra plotado no programa Matlab®.

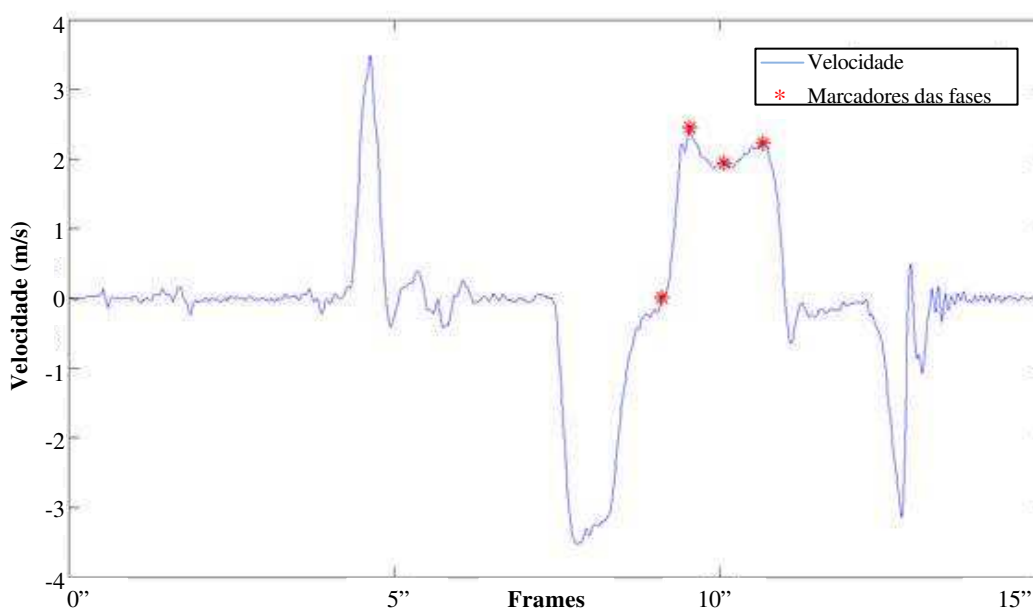


Figura 17: Curva típica de velocidade plotado no programa Matlab®.

Através dos gráficos de deslocamento e velocidade foi possível verificar os intervalos de *pré-sticking*, *sticking* e *pós-sticking*, assim como calcular outras variáveis importantes, como em protocolo desenvolvido por Van den Tillaar e Ettema (2009).

3.6 Análise Estatística

Para a análise estatística foi utilizado a estatística descritiva. A normalidade dos dados foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk, em que, após a aplicação do teste foi verificado que a distribuição não seguia padrão de normalidade. O teste de Kruskal-Wallis para amostras independentes foi utilizado para analisar se haveria diferenças estatisticamente significativas entre os músculos e as fases de *pré-sticking*, *sticking* e *pós-sticking*. Por fim, foi verificada o nível de correlação entre as fases de *pré-sticking*, *sticking* e *pós-sticking* com o tempo de intervalo entre os picos de velocidade utilizando a Correlação de Spearman. A significância das análises foi assumida quando $p = 0,05$. Para os cálculos estatísticos foi utilizado o programa SPSS Statistics 20.0.

3.7 Considerações Finais

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

Resultados

Esse capítulo se destina a apresentar os resultados obtidos durante a realização do protocolo relatado no capítulo anterior. *A priori* serão apresentadas informações importantes sobre os sujeitos de pesquisa. Posteriormente, dados sobre as análises de cinemetria e eletromiografia serão analisados em conjunto.

4.1 Características dos Sujeitos

A Tabela 4 mostra as características básicas da amostra.

Nesta tabela estão inseridas as principais características dos sujeitos desta pesquisa na ordem de execução dos testes. Nela é possível encontrar informações sobre a quantidade total de atletas inseridos no estudo, a idade, gênero, massa e categoria na qual o atleta compete.

Resultados

Tabela 4: Características dos sujeitos

Atleta	Gênero	Idade (anos)	Massa (kg)	Categoria (kg)
1	F	23,2	74,7	<73
2	M	25,9	60,6	<59
3	F	43,1	102,0	>86
4	M	30,2	79,3	<80
5	M	21,5	50,4	<49
6	M	41,1	100,5	<107
7	F	45,7	84,7	<86
8	F	47,2	81,6	<79
9	M	18,5	94,8	<97
10	M	19,9	75,0	<80

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

4.2 Relação da Atividade Muscular e os Intervalos da Fase Concêntrica

O sinal EMG (Figura 18) 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 da fase concêntrica definidos anteriormente.

Resultados

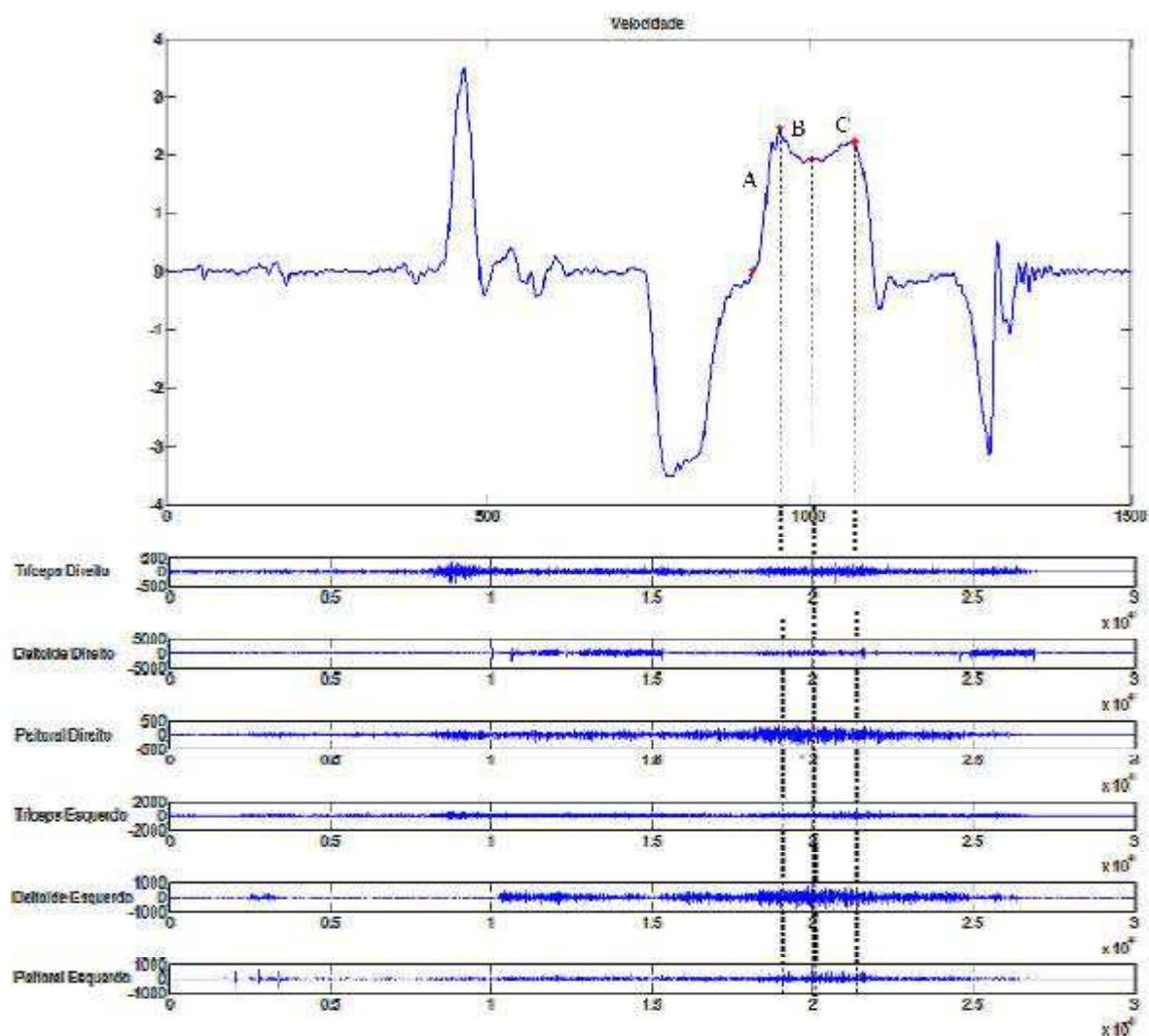


Figura 18: Sinal bruto da coleta EMG:
 A) Período de *pré-sticking*; B) Período de *sticking*; C) Período de *pós-sticking*.

A Tabela 5 mostra as médias dos valores RMS da atividade muscular durante o movimento de supino nas fases de *pré-sticking*, *sticking* e *pós-sticking*.

Resultados

Tabela 5: Representação dos valores médios do RMS normalizado dos músculos estudados em cada uma das fases.

MÉDIA DOS VALORES RMS NORMALIZADO

Fases	Tríceps Direito	Deltoide Direito	Peitoral Direito	Tríceps Esquerdo	Deltoide Esquerdo	Peitoral Esquerdo
Pré-<i>sticking</i>	0,54 ± 0,11	0,61 ± 0,07	0,56 ± 0,08	0,53 ± 0,11	0,59 ± 0,05	0,63 ± 0,06
<i>Sticking</i>	0,55 ± 0,07	0,58 ± 0,08	0,58 ± 0,07	0,49 ± 0,15	0,59 ± 0,07	0,58 ± 0,08
Pós-<i>sticking</i>	0,544 ± 0,06	0,57 ± 0,05	0,57 ± 0,08	0,47 ± 0,11	0,54 ± 0,08	0,55 ± 0,07

Os valores mostram que na fase de *pré-sticking* o músculo Peitoral Esquerdo teve maior ativação seguido pelo Deltoide Direito, Peitoral Direito, Deltoide Esquerdo, Tríceps Direito e Tríceps Esquerdo, respectivamente.

Na fase de *sticking* o músculo com maior valor RMS foi o Deltoide Esquerdo. Em seguida Peitoral Direito, Peitoral Esquerdo, Deltoide Direito, Tríceps Direito e Tríceps Esquerdo.

No pós-*sticking* o Deltoide Direito mostrou a maior ativação, seguido pelo Peitoral Direito, Peitoral Esquerdo, Tríceps Direito, Deltoide Esquerdo e Tríceps Esquerdo.

A Figura 19 mostra a média do valor RMS dos seis músculos estudados separadamente por fase.

Resultados

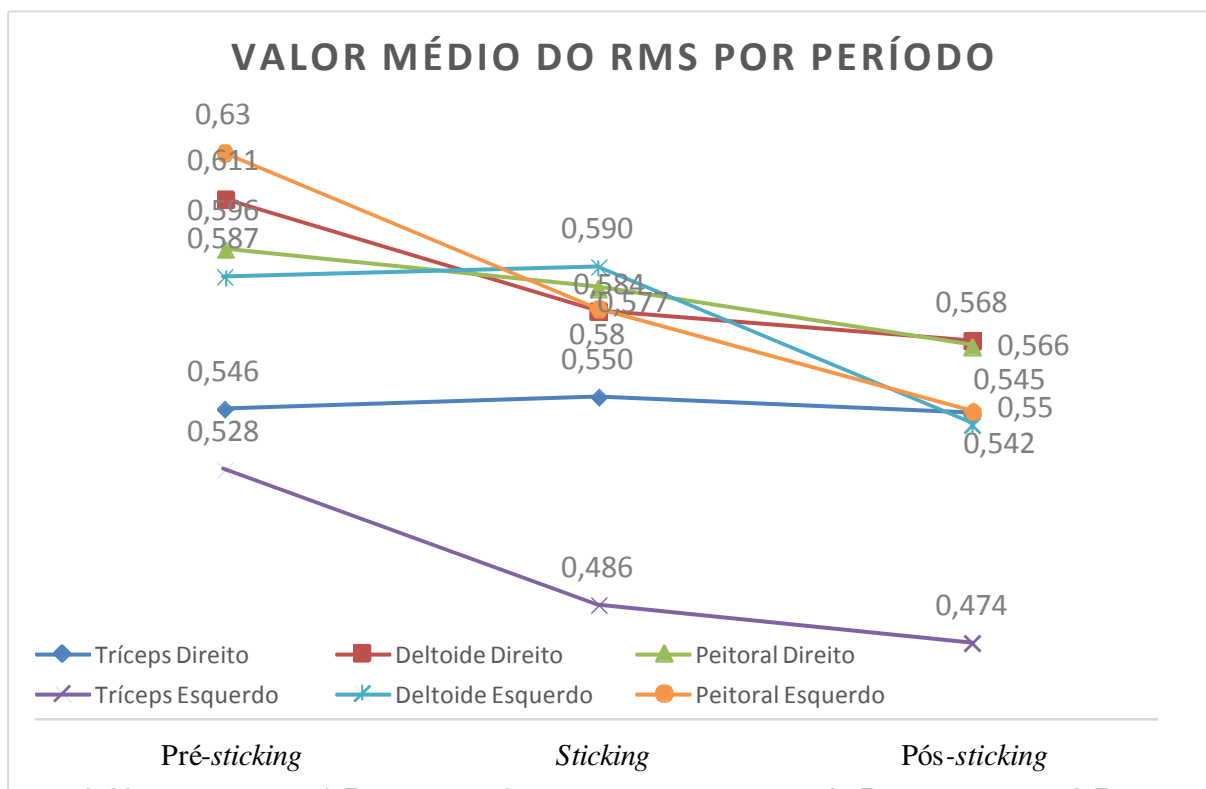
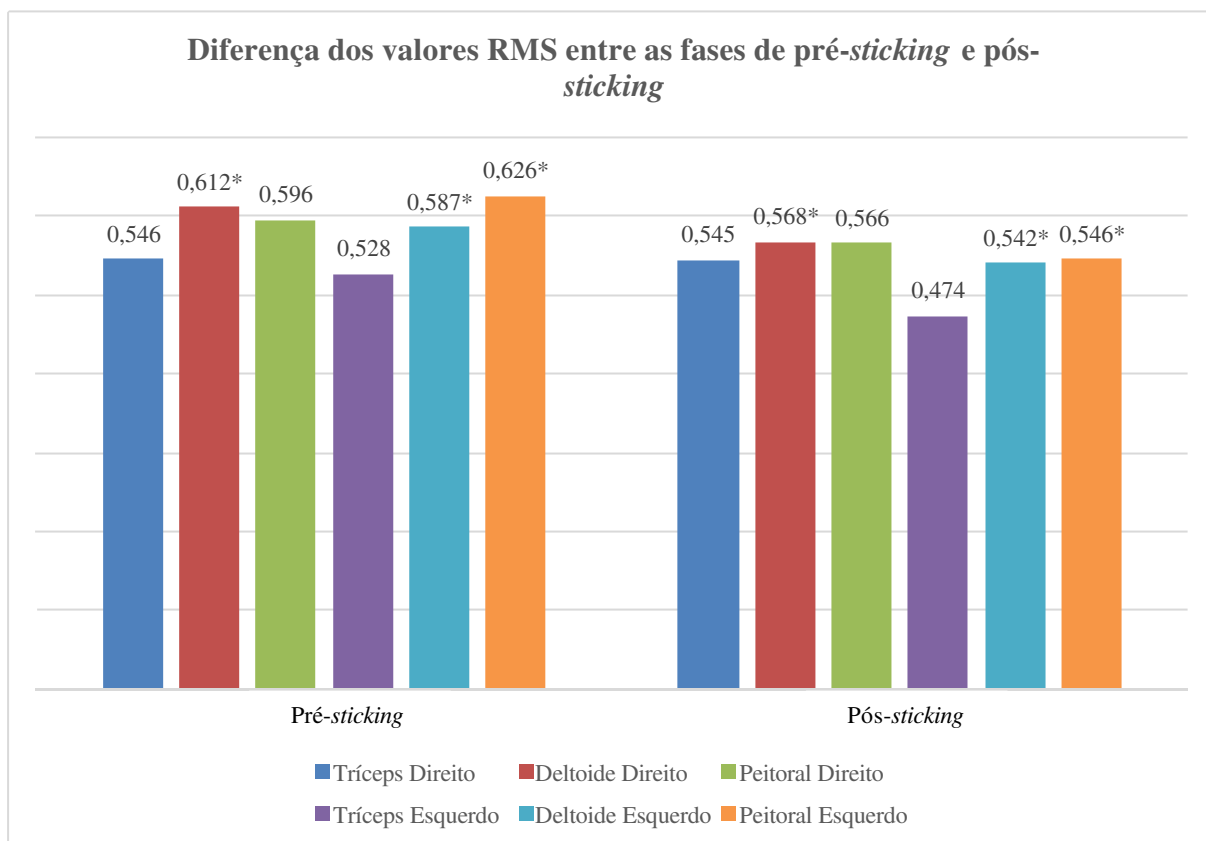


Figura 19: Representação gráfica dos valores médios do RMS dos músculos estudados em cada uma das três fases.

A Figura 20 mostra a diferença entre os valores do RMS nas fases de *pré-sticking* e *pós-sticking*. Uma diferença significativa foi encontrada para os músculos Peitoral Esquerdo ($p = 0,001$), Deltoide Direito ($p = 0,004$) e Deltoide Esquerdo ($p = 0,010$) entre as fases. Os outros músculos não mostraram diferença significativa entre estas fases.

Resultados

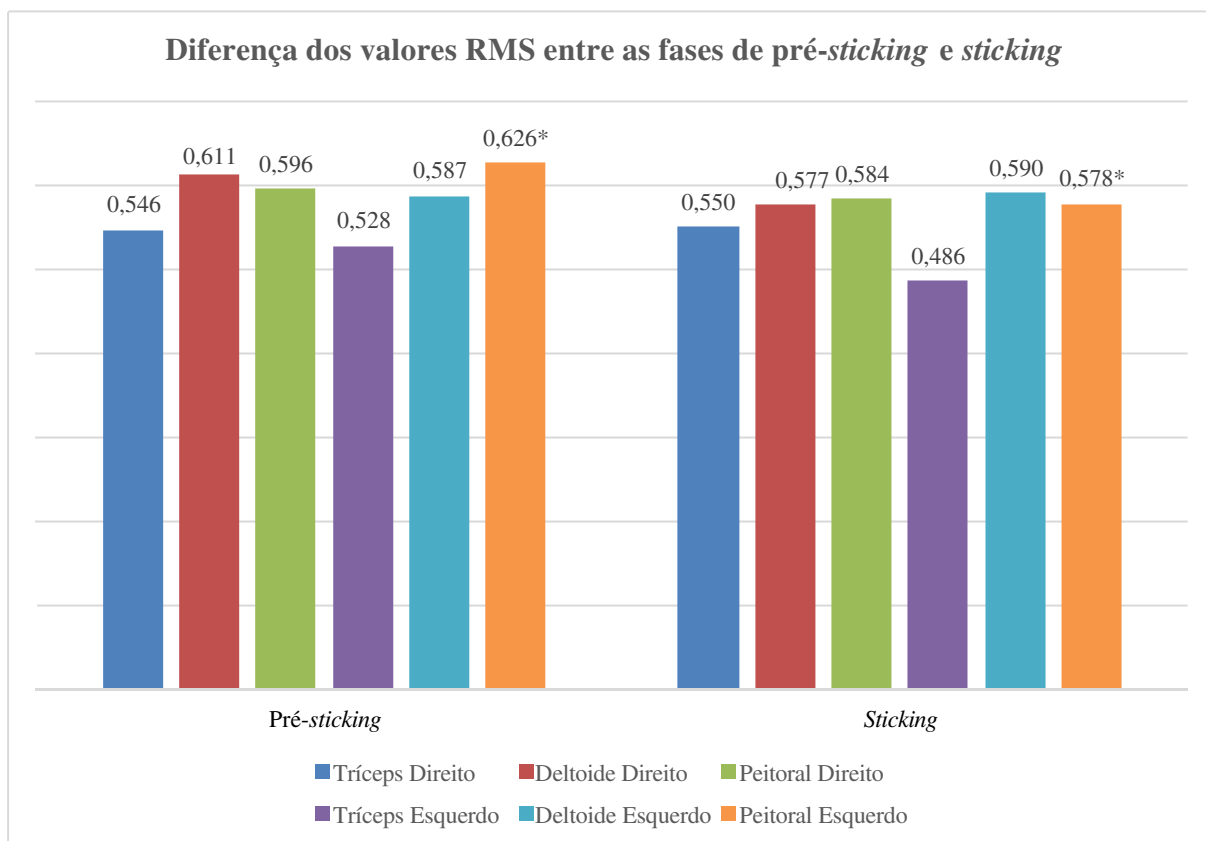


*estatisticamente significativo para $p = 0,05$.

Figura 20: Diferença dos valores RMS entre as fases de pré-sticking e pós-sticking.

A Figura 21 mostra a diferença entre os valores do RMS nas fases de pré-sticking e sticking. Apenas para o músculo Peitoral Esquerdo foi encontrada diferença significativa entre a fase de pré-sticking e sticking ($p = 0,004$). Nenhum outro músculo mostrou diferença significativa.

Resultados

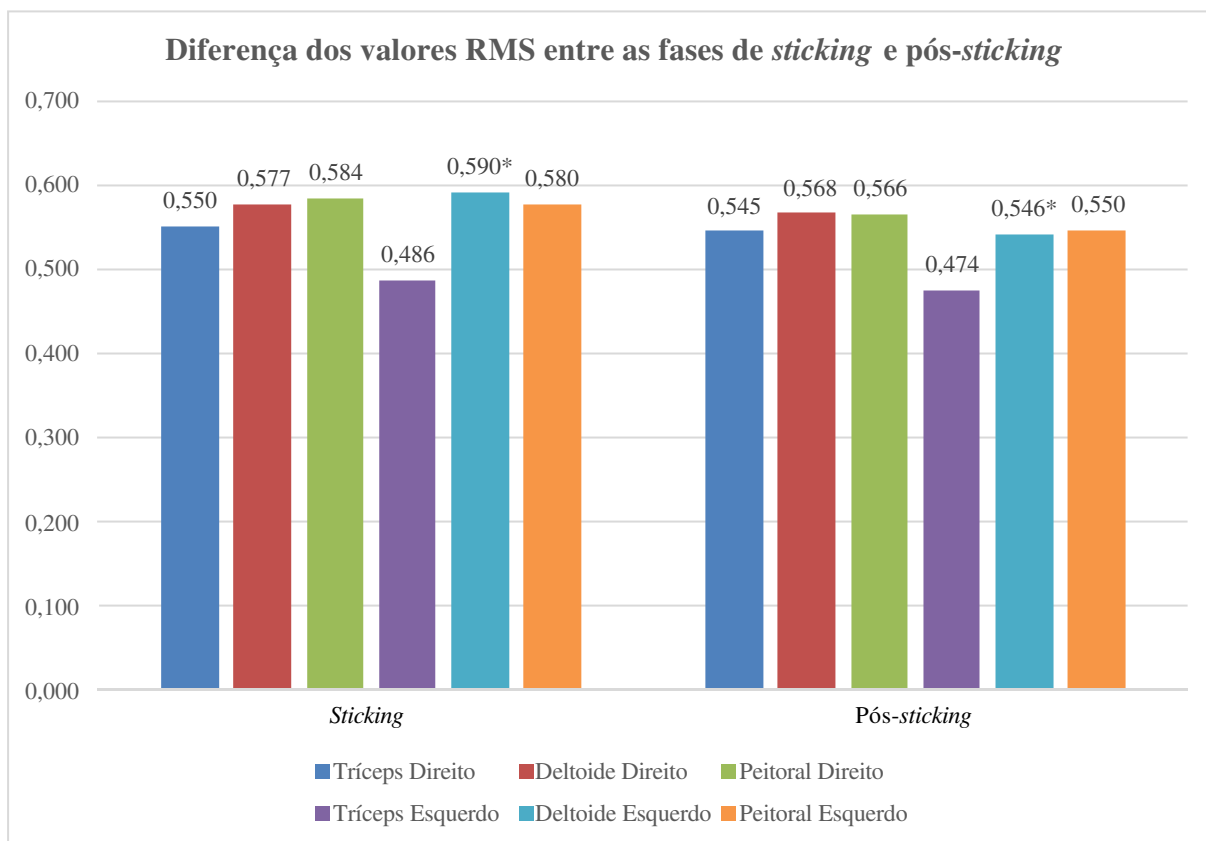


*estatisticamente significativo para $p = 0,05$.

Figura 21: Diferença dos valores RMS entre as fases de pré-*sticking* e *sticking*.

Entre a fase de *sticking* e pós-*sticking* (Figura 22) houve diferença significativa apenas para o músculo Deltoide Esquerdo ($p = 0,001$). Os outros músculos não mostraram diferenças significantes.

Resultados



*estatisticamente significativo para $p = 0,05$.

Figura 22: Diferença dos valores RMS entre as fases de *sticking* e pós-*sticking*.

A Tabela 6 mostra a média do tempo que os atletas levaram em cada um dos três períodos da fase concêntrica com seus respectivos desvios padrões.

Tabela 6: Média do tempo e da velocidade dos atletas nos períodos de pré-*sticking*, *sticking* e pós-*sticking*.

	Pré-<i>sticking</i>	<i>Sticking</i>	Pós-<i>sticking</i>
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
Velocidade (m/s)	2,17 ± 0,62	1,37 ± 0,69	2,12 ± 0,97
Tempo (s)	0,41 ± 0,13	0,79 ± 0,54	0,74 ± 0,34

Legenda: DP = desvio padrão

Conforme pode ser verificado, os atletas demoraram um tempo maior no período de *sticking* (0,79s), período em que a velocidade apresentou menor valor (1,37m/s). No período

Resultados

de *pré-sticking* foi encontrado o maior valor de velocidade (2,18m/s) e consequentemente o menor tempo (0,41s). No período de *pós-sticking* a velocidade teve um valor próximo a fase de *pré-sticking*, porém com o valor inferior (2,12m/s) implicando num maior tempo (0,74s).

A Figura 23 mostra a representação gráfica das médias de tempo e velocidade dos atletas nos períodos da fase concêntrica.

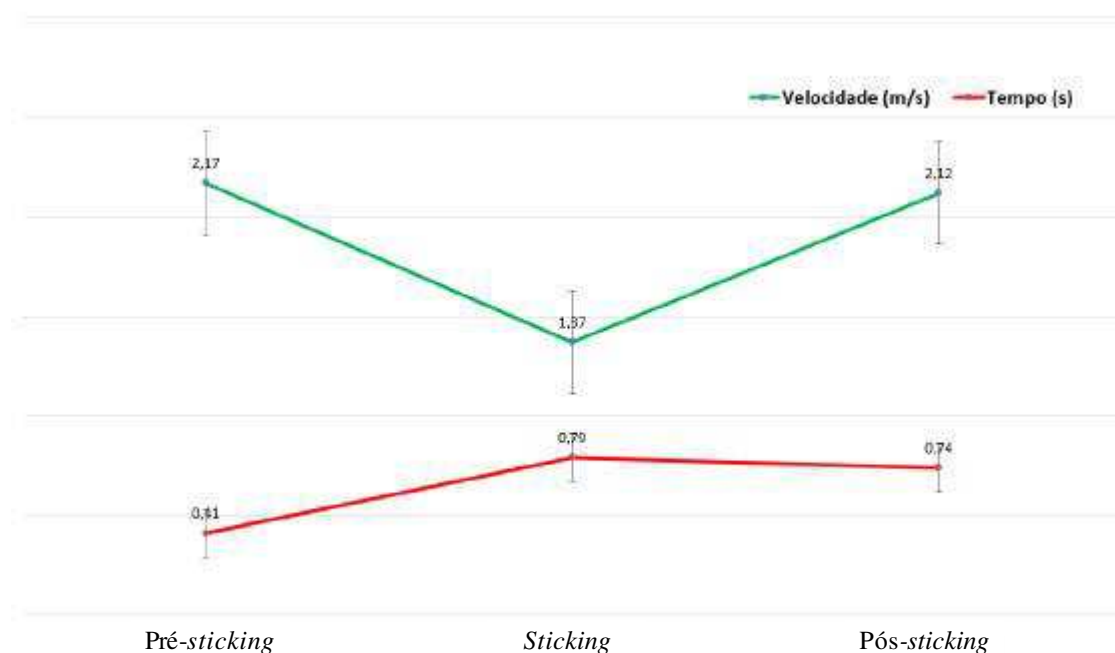


Figura 23: Média do tempo e da velocidade dos atletas nos períodos da fase concêntrica.

A representação mostra um decaimento na curva de velocidade entre os períodos de *pré-sticking* e *sticking*, seguido de um aumento entre os períodos de *sticking* e *pós-sticking*. Já a curva de tempo apresenta um comportamento inverso tendo um aumento entre as fases de *pré-sticking* e *sticking* e um decaimento após a fase de *sticking*.

4.3 Correlação entre Tempo de Execução e Velocidade

Nesse trabalho foi implementado um algoritmo desenvolvido por Miziara (2014) para a detecção das regiões de *pré-sticking*, *sticking* e *pós-sticking* para, posteriormente, determinar as velocidades e tempo de cada um desses períodos.

Resultados

Para verificar a correlação entre a velocidade e o tempo de intervalo foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman. Esta é uma medida de correlação não-paramétrica, que varia entre -1 e 1, significando que a proximidade do valor com esses extremos associa as variáveis de forma inversamente proporcional ou proporcional. Os valores determinados por esse coeficiente podem demonstrar uma relação forte ($r = 0,7$), moderada (r entre 0,4 e 0,69) ou fraca ($r = 0,39$) (DANCEY; REIDY, 2006).

A correlação foi feita entre as variáveis: velocidade no período de *pré-sticking*, velocidade no período de *sticking*, velocidade no período de *pós-sticking* e o tempo de intervalo que o sujeito levou para chegar do primeiro pico de velocidade ao segundo pico de velocidade (intervalo entre as fases de *sticking* e *pós-sticking*). É nesse período de tempo em que uma tentativa potencialmente falhará (LANDER et al., 1985), por isso esse intervalo foi escolhido (Tabela 7).

Tabela 7: Valores da Correlação de Spearman do tempo entre os picos de velocidade e as velocidades em cada um dos períodos.

Correlação de Spearman	Tempo entre os picos (intervalos 2 e 3)	Velocidade		
		<i>Pré-sticking</i>	<i>Sticking</i>	<i>Pós-sticking</i>
Tempo entre os picos (intervalos 2 e 3)	1,000	-0,319	*-0,752361403353365	-0,325
Velocidade <i>pré-sticking</i>	-0,319	1,00	*0,62879824801533	*0,773884478510813
Velocidade <i>sticking</i>	*-0,752361403353365	*0,62879824801533	1,00	*0,655078018067342
Velocidade <i>pós-sticking</i>	-0,325	*0,655078018067342	*0,655078018067342	1,00

* estatisticamente significativo ($p = 0,05$)

A correlação de Spearman apresentou uma correlação positiva e forte entre as variáveis velocidade *pré-sticking* e velocidade *pós-sticking* (0,774). Uma correlação positiva e moderada foi encontrada entre as variáveis velocidade *pré-sticking* e velocidade *sticking* (0,629), e entre as variáveis velocidade *sticking* e velocidade *pós-sticking* (0,655). Correlação negativa e forte foi encontrada entre as variáveis velocidade *sticking* e o tempo entre os picos (0,752) mostrando que elas podem estar relacionadas de forma inversa.

4.4 Considerações Finais

Os resultados obtidos neste capítulo validam os objetivos estipulados para esta dissertação, obtendo novas informações sobre o movimento de supino paralímpico. Tais dados mostram a relevância deste estudo sendo possível estipular métodos mais eficientes para a prescrição de um treinamento adequado para esta população considerando a musculatura envolvida na fase concêntrica do movimento.

Discussão

A discussão desta pesquisa será apresentada de acordo com a ordem em que foram expostos os resultados no capítulo anterior. Assim, primeiramente serão discutidos os resultados da análise do sinal eletromiográfico e, por fim, uma discussão a respeito dos resultados encontrados na análise cinemática.

5.1 Aspectos Eletromiográficos

Nesse estudo, o objetivo foi analisar a fase concêntrica do movimento de supino paralímpico em atletas de alto rendimento da modalidade utilizando-se um sistema de captação EMG e um sistema de reconstrução tridimensional de imagens.

A análise eletromiográfica vem sendo um método utilizado para o estudo do movimento de supino. Diversos estudos dão ênfase na análise dos músculos Peitoral Maior, Tríceps Braquial e Deltoide (MARCHETTI; CALHEIROS; CHARRO, 2007; THOMPSON; FLOYD, 1997), o que motivou essa pesquisa a verificar se esses músculos assumiam o mesmo comportamento em atletas paralímpicos.

Discussão

De acordo com a literatura, levantadores de peso profissionais usam empunhaduras mais largas quando comparadas a atletas amadores, o que tem como consequência o aumento no rendimento (McLAUGHLIN; MADSEN, 1984; WAGNER et al., 1992). Em estudo desenvolvido por Clemons e Aaron (1997), foi realizada a análise eletromiográfica dos músculos Peitoral Maior, Bíceps Braquial, Deltoide e Tríceps em diferentes empunhaduras na barra. Os resultados encontrados mostraram que todos os músculos primários do movimento de supino possuem menor ativação com pegadas mais fechadas, à exceção do Tríceps Braquial. Este músculo mostrou ainda maior ativação quando comparado ao Peitoral Maior. Diversos estudos (CLEMONS; AARON, 1997; LEHMAN, 2005; McLAUGHLIN; MADSEN, 1984; WAGNER et al., 1992) vêm mostrando que com o afastamento da empunhadura a ação do Tríceps Braquial diminui ao passo que a ação do Peitoral Maior e do Deltoide tendem a aumentar, o que corrobora com os dados encontrados nesse estudo, uma vez que, o Tríceps Braquial de ambos os membros dos atletas analisados mostrou ativação inferior quando comparado aos outros dois músculos analisados. Pelo fato de os sujeitos dessa pesquisa serem todos atletas de alto rendimento, esses estão habituados a treinar e principalmente, competir, com uma empunhadura mais afastada, resultando em menor trabalho e consequentemente, aumento do rendimento dos atletas. Isso explica porque a ativação dos deltoides e dos peitorais mostraram-se superior à dos tríceps na maior parte da fase concêntrica do movimento.

Van den Tillaar e Ettema (2010) compararam as diferenças no recrutamento muscular e na cinemática das tentativas de sucesso e falha no movimento de supino em jovens com menos de um ano de experiência no exercício. Os pesquisadores demonstraram que tanto na tentativa de sucesso como na falha houve um aumento significativo na ativação muscular do músculo Deltoide durante a fase de ascensão da barra, corroborado por esse estudo. Esses resultados sugerem que pode ter ocorrido uma maior ativação desse músculo no sentido de compensar o desgaste muscular causado nos músculos Peitoral e Tríceps na fase excêntrica do movimento.

Os resultados do presente estudo revelaram um recrutamento significativo dos músculos Peitoral e Deltoide Esquerdo e Deltoide Direito na fase concêntrica do movimento de supino, desse modo, seria equivocado afirmar que os músculos Peitoral e Tríceps são os principais do movimento de supino como sugerido por Beachle e Groves (2000). O comportamento do músculo Deltoide encontrado neste trabalho está de acordo com estudos preliminares (ROCHA JÚNIOR et al., 2007; VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2009) e deve

Discussão

ser analisado com o intuito de evitar possíveis lesões causadas principalmente pelo deslocamento da articulação glenoumeral.

Não foi encontrada diferença significativa entre o Tríceps de ambos os membros nesse estudo. Supostamente a razão para que isso tenha acontecido é o atraso da resposta muscular deste músculo associado com a diminuição de seu potencial (VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2013). Em estudos previamente desenvolvidos com indivíduos treinados e sem nenhuma patologia (ROCHA JÚNIOR et al., 2007; VAN DEN TILLAR; ETTEMA, 2009, 2013) verificou-se que a ação do Tríceps mostra-se inferior à dos músculos Peitoral e Deltoide, o que apoiam os resultados encontrados nessa pesquisa.

O estudo desenvolvido por Elliott, Wilson e Kerr (1989) tinha como objetivo identificar o mecanismo responsável pelo fenômeno de *sticking* em atletas de elite que levantavam pesos entre 150 e 245kg. Verificou-se que durante a fase concêntrica todos os principais músculos envolvidos na execução do movimento de supino são ativados, sendo que o Tríceps Braquial mostrou um atraso em sua ativação. Apesar do presente estudo ter sido desenvolvido com atletas paralímpicos de alto rendimento, foram encontrados resultados semelhantes quanto à atividade eletromiográfica, sendo o Tríceps Braquial o músculo menos ativado durante parte significativa do movimento de subida da barra.

Com relação ao tempo de execução da fase concêntrica do movimento de supino paralímpico os resultados do atual estudo revelaram que o período de *sticking* é o período de maior tempo de atividade (aproximadamente 0,79s) e apresenta a menor velocidade (1,37m/s). Esses achados estão de acordo com pressupostos teóricos que afirmam que o período de *sticking* inicia-se quando a barra está entre 2-6 centímetros afastado do osso esterno e finaliza quando a barra está a uma altura de cerca de 11-13 centímetros do esterno (ELLIOTT; WILSON; KERR, 1989; LANDER et al., 1985; McLAUGHLIN; MADSEN, 1984; VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2009; WILSON; ELLIOTT; KERR, 1989). Esse fato indica que em torno dessas alturas existe um déficit no trabalho mecânico para conduzir o atleta à força máxima (VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2013).

5.2 Aspectos da Fase Concêntrica

Trabalhos de McLaughlin e Madsen (1984) e Newton et al. (1997) revelam que ocorrem mudanças na velocidade, na força, e na potência durante o levantamento da barra. Madsen e McLaughlin (1984) verificaram que em cargas máximas e submáximas ocorre uma diminuição na velocidade da barra e posteriormente um aumento imediato. É nesta fase que a força muscular exercida para empurrar a barra é menor do que a gravidade sobre a mesma, o que leva a uma desaceleração. Esse ponto da fase concêntrica do movimento é chamado de *sticking point*. Os autores indicam que este pode ser o ponto crítico do movimento de supino, ou seja, onde a probabilidade de falha é maior. Diferentemente, Van den Tillar e Ettema (2010) sugerem que ao invés de um ponto crítico, ocorre um período crítico. Descobrir a localização e ativação muscular nesse período em atletas, pode ser de grande valia, pois encontrando a musculatura mais solicitada neste período, os treinadores terão um parâmetro para a prescrição de um treinamento mais adequado.

Diversos estudos relatam que essa fase pode ser subdivida em *pré-sticking*, *sticking* e *pós-sticking* (ELLIOT; WILSON; KERR, 1989; LANDER et al., 1985; VAN DEN TILLAR; ETTEMA, 2009), contudo existe uma lacuna na literatura de pesquisas desenvolvidas nessa área com atletas paralímpicos.

A correlação entre o tempo e a velocidade pode ser explicada por meio da atividade muscular, que precisa aumentar devido à diminuição da capacidade de força, resultado da fadiga causada pelos efeitos da fase excêntrica, o que origina o período de *sticking*. Relacionado a isto, a capacidade reativa do sistema neuromuscular para acumular força elástica proveniente do estiramento do sarcômero (contração excêntrica) dita a potencialização dessa energia adicional numa subsequente contração muscular (contração concêntrica).

Dado uma determinada velocidade articular, o encurtamento de componentes elásticos permite que a componente contrátil encurte e cause uma baixa na velocidade relativa, gerando assim forças superiores. Durante o período de *sticking*, a força sobre a barra diminui em conformidade com o perfil de desaceleração. Quase por definição, a maior aceleração e desaceleração ocorrem no período de *pré-sticking*, sendo que no período de *sticking* uma desaceleração relativamente baixa e constante ocorre, o que significa que uma parte constante da força é produzida abaixo da barra. Se considerarmos que as forças musculares seguem um

Discussão

padrão semelhante, a liberação de energia elástica ocorre principalmente durante o período de *pré-sticking* (VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2009).

Os resultados do estudo de Martins-Costa et al. (2012) demonstrou que a resposta do tempo de transição entre as fases excêntricas e concêntricas tem relação inversa com a velocidade na fase excêntrica no movimento de supino e, conseqüentemente diminui a efetividade do ciclo alongamento-encurtamento. Sendo assim, a correlação forte e negativa entre o intervalo de tempo entre os picos de velocidade e a velocidade no período de *sticking* confirma os resultados deste trabalho quando comparado com estudos anteriormente desenvolvidos (VAN DEN TILLAAR; ETTEMA, 2009). A desaceleração da barra, e conseqüentemente menor velocidade ascensional da mesma, resulta em um tempo maior para deslocar a barra para cima durante o período em que ele possui maior probabilidade de falha.

Em estudo desenvolvido por Van den Tillaar e Ettema (2013) os autores indicam que a região de *sticking* começa antes no movimento exclusivamente concêntrico do que no movimento completo de supino. Para que o movimento de supino paralímpico seja válido é necessário que a barra seja visualmente parada no peito, por esse motivo, os atletas do presente estudo foram instruídos a executar o movimento de acordo com as regras da modalidade, o que aproxima a fase concêntrica de supino paralímpico da fase puramente concêntrica estudada. Esse maior tempo de parada ajuda na dissipação de parte da força elástica, que poderia ajudar no sistema músculo-tendão facilitando assim a velocidade de subida da barra, o que conseqüentemente possibilitaria maior quantidade de carga a ser levantada e portanto redução do risco de falha.

Conclusão

Há na literatura uma grande lacuna analisando o movimento de supino paralímpico. Esse estudo tinha como principal objetivo analisar o movimento de supino paralímpico de acordo com seus aspectos eletromiográficos e cinemáticos em atletas de nível internacional e verificar se esses sujeitos tinham comportamento similar aos sujeitos de estudos previamente desenvolvidos. O estudo apresentou que apesar do treinamento diferenciado de atletas quando comparado ao treinamento de amadores, os sujeitos têm comportamentos musculares e cinemáticos semelhantes ao de sujeitos hígidos de estudos anteriores, sendo eles treinados ou não. As curvas de velocidade e deslocamento obtiveram similaridade, apesar da técnica desenvolvida por atletas praticantes do halterofilismo paralímpico ser completamente diferente daquela utilizada por amadores.

Os resultados dessa pesquisa apresentam a necessidade do treinamento de todos os músculos envolvidos no movimento de supino, especialmente Peitoral e Deltóide, que tiveram importante participação na fase concêntrica.

O estudo da fase concêntrica do movimento de supino paralímpico assume importante papel devido à ausência de pesquisas desenvolvidas, com essa população em especial, e como parâmetro fundamental na prescrição de exercícios para um melhor rendimento esportivo. Por meio da análise desta fase, o atleta pode ser auxiliado de forma mais efetiva por seu treinador,

Conclusão

que avaliará sua deficiência a partir das características do movimento executado. Com critérios mais objetivos como os mostrados nesta pesquisa, problemas como esse podem ser minimizados e o atleta pode ter seu treinamento potencializado, resultando em melhores efeitos.

6.1 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.

6.2 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;
- 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;
- Analisar a fase excêntrica do movimento de supino paralímpico.

Referências Bibliográficas

ALLARD, P.; BLANCHI, J. P.; AISSAOUI, R. Bases of three-dimensional reconstruction. In: ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BLANCHI, J. P. (Eds.) Three-dimensional analysis of human movement, **Human Kinetics**, Champaign, IL, 1995. p. 19-40.

AMADIO, A. C. et al. Introdução à análise do movimento humano - descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. **Rev. Bras. Fisioter.**, São Carlos, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.

AMINOFF, M. J. **Electromyography in clinical practice**: electrodiagnostic aspects of neuromuscular disease. 2. Ed. New York: Churchill Livingstone, 1987. 380p.

ANDREASSEN, S.; ROSENFALCK, A. Recording from a single motor unit during strong effort. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, New York, v. 25, n. 6, p. 501-508, Nov. 1978.

BARNETT, C.; KIPPERS, V.; TURNER, P. Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 9, n. 4, p. 222-227, 1995.

BEACHLE, T. R.; GROVES, B. R. **Treinamento de força**: passos para o sucesso. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. 192p.

BRENNECKE, A. et al. Neuromuscular activity during bench press exercise performed with and without the preexhaustion method. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 23, n. 7, p. 1933-1940, Oct. 2009.

BROOKE, M. H.; ENGEL, W. K. The histographic analysis of human biopsies with regard to fiber types. 4. Children's biopsies. **Neurology**, Minneapolis, v. 19, n. 6, p. 591-605, June 1969.

BURKE, R. E. Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. In: BROOKS, V. B. (Ed.). **Handbook of physiology**. Section I: The nervous system: motor control. Bethesda, MD: American Physiological Society, v. 2, 1981. p. 345-422.

CLEMONS, J. M.; AARON, C. Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 11, n. 2, p. 82-87, May 1997.

CORREIA, P. P.; SANTOS, P. M.; VELOSO, A. **Electromiografia**: fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas. 1 ed. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana, 1993.

CPB. Comitê Paralímpico Brasileiro. Halterofilismo 2014. Disponível em: <<http://www.cpb.org.br/modalidades/halterofilismo/>>. Acesso em: 01 de outubro de 2014.

Referências Bibliográficas

- CROWTHER, G. J. et al. A "functional biopsy" of muscle properties in sprinters and distance runners. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Madison, v. 34, n. 11, p. 1719-1724, Nov. 2002.
- DANCEY, C. P.; REIDY, J. **Estatística sem matemática para psicologia: usando SPSS para Windows**. Porto Alegre: Artmed, 2006. ISBN 8536309555. 608p.
- DATAHOMINIS. DataHominis Tecnologia LTDA. Myosystem Br1 P-86. Disponível em: <www.datahominis.com.br/myosystem>. Acesso em: 01 de outubro de 2014.
- DE LA BARRERA, E. J.; MILNER, T. E. The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.**, Amsterdam, v. 93, n. 2, p. 91-99, Apr. 1994.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Appl. Biomech.**, Champaign, v. 13, p. 135-163, 1997.
- DIMITROVA, N. A.; DIMITROV, G. V.; LATEVA, Z. C. Influence of the fiber length on the power spectra of single muscle fiber extracellular potentials. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, Louvain, v. 31, n. 7, p. 387-398, Oct.-Nov. 1991.
- DURAND, R. J. et al. Hormonal responses from concentric and eccentric muscle contractions. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Madison, v. 35, n. 6, p. 937-943, June 2003.
- EDSTRÖM, L.; KUGELBERG, E. Histochemical composition, distribution of fibres and fatiguability of single motor units. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry**, London, v. 31, n. 5, p. 424-433, Oct. 1968.
- ELLIOTT, B. C.; WILSON, G. J.; KERR, G. K. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Madison, v. 21, n. 4, p. 450-462, Aug. 1989.
- ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesilogia**. Barueri: Manole. 2000. 450p.
- ENOKA, R. M. **Neuromechanical basis of kinesiology**. Champaign: Human Kinetics Publisher Inc. 1988. 335p.
- FERRETTI, A.; CERULLO, G.; RUSSO, G. Suprascapular neuropathy in volleyball players. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 69, n. 2, p. 260-263, Feb. 1987.
- FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. 2 ed. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999. 376p.
- FOLKOW, B.; HALICKA, H. D. A comparison between "red" and "white" muscle with respect to blood supply, capillary surface area and oxygen uptake during rest and exercise. **Microvasc. Res.**, New York, v. 1, p. 1-14, 1968.
- FRANKEL, V.; NORDIN, M. **Biomecânica básica do sistema músculo esquelético**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2003. 401p.
- FUGLEVAND, A. J. et al. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. **Biol. Cybern.**, Berlin, v. 67, n. 2, p. 143-153, 1992.

Referências Bibliográficas

- 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. 149 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2013.
- GERILOVSKY, L.; TSVETINOV, P.; TRENKOVA, G. H-reflex potentials shape and amplitude changes at different length of relaxed soleus muscle. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, Louvain, v. 26, n. 8, p. 641-653, Dec. 1986.
- GERILOVSKY, L.; TSVETINOV, P.; TRENKOVA, G. Peripheral effects on the amplitude of monopolar and bipolar H-reflex potentials from the soleus muscle. **Exp. Brain Res.**, Berlin, v. 76, n. 1, p. 173-181, 1989.
- GOODMAN, C. A. et al. No difference in 1RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 22, n. 1, p.88-94, 2008.
- GORDON, C. C.; CHUMLEA, W. C.; ROCHE, A. F. Stature, recumbent length, and weight. In: LOHMAN, T. G.; ROCHE, A. F.; MARTORELL, R. (Eds.) **Anthropometric standardization reference manual**. Champaign: Human Kinetics Books, p. 3-8, 1983.
- GUERRA-FILHO, G. B. Optical motion capture: theory and implementation. **RITA**, v. 12, n. 2, p. 61-90, 2005.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier. 2006. 848p.
- HALL, S. J. **Biomecânica básica**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2000. 417p.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. (Eds.). **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 3 ed. 2012. 528p.
- HOLLANDER, D. B. et al. RPE, pain, and physiological adjustment to concentric and eccentric contractions. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Madison, v. 35, n. 6, p. 1017-1025, June 2003.
- HUI, F. C.; CHAO, E. Y.; AN, K. N. Muscle and joint forces at the elbow during isometric lifting. [Abstract]. **Orthop. Trans.**, Boston, v. 2, p. 169, 1978.
- HUIJING, P. A. et al. Triceps surae E.M.G. power spectrum changes during sustained submaximal isometric contractions at different muscle lengths. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, Louvain, v. 26, n. 3, p. 181-192, May 1986.
- HUNTER, G. et al. Bench press metabolic rate as a function of exercise intensity. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 2, n. 1, p. 1-6, Feb. 1988.
- INBAR, G. F.; ALLIN, J.; KRANZ, H. Surface EMG spectral changes with muscle length. **Med. Biol. Eng. Comput.**, Stevenage, v. 25, n. 6, p. 683-689, Nov. 1987.

Referências Bibliográficas

- JANDACKA, D.; UCHYTIL, J. Optimal load maximizes the mean mechanical power output during upper extremity exercise in highly trained soccer players. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 25, n. 10, p. 2764-2772, Oct. 2011.
- JONES, J.; HARDY, L. E. **Stress and performance in sport**. John Wiley & Sons, 1990. 301p. ISBN 0471920843.
- 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. **Int. J. Sports Physiol. Perform.**, Champaign, v. 5, n. 2, p. 184-196, June 2010.
- KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. (Eds.). **Principles of neural science**. New York: McGraw-Hill. 4 ed. 2000. 1441p.
- KASSER, J. R. (Ed.). **Orthopaedic knowledge**. Home study syllabus. 5 ed. Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1996. 704p.
- KOENEN, M. et al. Acetylcholine receptor channel subtype directs the innervation pattern of skeletal muscle. **EMBO Rep.**, Oxford, v. 6, n. 6, p. 570-576, June 2005.
- KONDEV, L.; BHADELIA, R. A.; DOUGLASS, L. M. Familial congenital facial palsy. **Pediat. Neurol.**, Chippewa, v. 30, n. 5, p. 367-370, May 2004.
- KONRAD, P. **The abc of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography**. Boston: Noraxon EMG & Sensor Systems. v. 1, 2005.
- KÖRNER, L. et al. The relation between spectral changes of the myoelectric signal and the intramuscular pressure of human skeletal muscle. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.**, Berlin, v. 52, n. 2, p. 202-206, 1984.
- KOSHIDA, S. et al. Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 22, n. 5, p. 1584-1588, Sept. 2008.
- KRABBE, B. Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen - Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik. **Verlag Shaker**, Aachen, 1994.
- KRAEMER, W. J. et al. Hormonal and growth factor responses to heavy resistance exercise protocols. **J. Appl. Physiol.**, Bethesda, v. 69, n. 4, p. 1442-1450, Oct. 1990.
- LANDER, J. E. et al. A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Madison, v. 17, n. 3, p. 344-353, June 1985.
- LEHMAN, G. J. The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 19, n. 3, p. 587-591, Aug. 2005.
- LEVERITT, M. et al. Concurrent strength and endurance training: a review. **Sports Med.**, Auckland, v. 28, n. 6, p. 413-427, Dec. 1999.
- LOFTICE, J. et al. Biomechanics of the elbow in sports. **Clin. Sports Med.**, Philadelphia, v. 23, n. 4, p. 519-530, Oct. 2004.

Referências Bibliográficas

- LYNN, P. A. et al. Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. **Med. Biol. Eng. Comput.**, Stevenage, v. 16, n. 6, p. 651-660, Nov. 1978.
- MADSEN, N.; McLAUGHLIN, T. Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Madison, v. 16, n. 4, p. 376-381, Aug. 1984.
- MARCHETTI, P.; CALHEIROS, R.; CHARRO, M. **Biomecânica aplicada: uma abordagem para o treinamento de força**. São Paulo: Phorte. 2007. 287p.
- MARCHETTI, P. H. et al. Exercício supino: uma breve revisão sobre os aspectos biomecânicos. **Braz J. Sports Exerc. Res.**, v. 1, n. 2, p. 135-142, 2010.
- MARIEB, E. N.; HOEHN, K. **Human anatomy & physiology**. 7 ed. San Francisco: Pearson Benjamin Cummings. 2007. 1159p.
- MARTINS-COSTA, H. C. et al. Impacto de diferentes velocidades de movimento no tempo de transição entre ações musculares excêntricas e concêntricas no exercício supino. **Motricidade**, Vila Real, v. 8, n. S2, p. 365-372, 2012.
- McLAUGHLIN, T. M.; MADSEN, N. H. Bench press techniques of elite heavyweight powerlifters. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 6, n. 4, p. 62-65, 1984.
- MEDOLA, F. O.; ELUI, V. M. C.; SANTANA, C. S. A lesão medular e o esporte adaptado em cadeira de rodas. **Revista Digital**, Buenos Aires, ano 15, n. 143, abr. 2010.
- MELLO, M. T. D.; WINCKLER, C. **Esporte paralímpico**. São Paulo: Atheneu. 2012. 254p.
- MIZIARA, I. M. **Proposta de um sistema para avaliação biomecânica de atletas de taekwondo**. 2014. 142 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) –Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 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, Nov.-Dec. 2006.
- MÖLLER, E. The chewing apparatus: an electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. **Acta Physiol. Scand. Suppl.**, Stockholm, Suppl. 280, p. 1-229, 1966.
- MOOKERJEE, S.; RATAMESS, N. Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 13, n. 1, p. 76-81, 1999.
- MORIMOTO, S. Effect of length change in muscle fibers on conduction velocity in human motor units. **Jpn. J. Physiol.**, Tokyo, v. 36, n. 4, p. 773-782, 1986.
- MURRAY, M. P. et al. Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. **Clin. Orthop. Relat. Res.**, Philadelphia, n. 192, p. 268-273, Jan.-Feb. 1985.
- NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. 319p.

Referências Bibliográficas

- 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. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.**, Berlin, v. 75, n. 4, p. 333-342, 1997.
- NINDL, B. C. et al. LH secretion and testosterone concentrations are blunted after resistance exercise in men. **J. Appl. Physiol.**, Bethesda, v. 91, n. 3, p. 1251-1258, Sept. 2001.
- NORWOOD, J. T. et al. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 21, n. 2, p. 343-347, May 2007.
- OKADA, M. Effect of muscle length on surface EMG wave forms in isometric contractions. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.**, Berlin, v. 56, n. 4, p. 482-486, 1987.
- OPTITRACK. Câmera de infravermelho. Disponível em: <www.optitrack.com/products/flex-3>. Acesso em: 01 de outubro de 2014.
- POWERS, S. K. et al. **Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho**. 1 ed. São Paulo: Manole, 2000. 527p.
- RATAMESS, N. A. et al. The effects of rest interval length on acute bench press performance: the influence of gender and muscle strength. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 26, n. 7, p. 1817-1826, July 2012.
- ROCHA JÚNIOR, V. A. 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**, Niterói, v. 13, n. 1, p. 51-54, jan.-fev. 2007.
- RONTU, J. P. et al. One-repetition maximum bench press performance estimated with a new accelerometer method. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 24, n. 8, p. 2018-2025, Aug. 2010.
- ROSENTSWIEG, J.; HINSON, M.; RIDGWAY, M. An electromyographic comparison of an isokinetic bench press performed at three speeds. **Res. Q.**, Washington, v. 46, n. 4, p. 471-475, 1975.
- SABICK, M. B. et al. Valgus torque in youth baseball pitchers: a biomechanical study. **J. Shoulder Elbow Surg.**, St Louis, v. 13, n. 3, p. 349-355, May-June 2004.
- SAKAMOTO, A.; SINCLAIR, P. J. Muscle activations under varying lifting speeds and intensities during bench press. **Eur. J. Appl. Physiol.**, Berlin, v. 112, n. 3, p. 1015-1025, Mar. 2012.
- SANTANA, J. C.; VERA-GARCIA, F. J.; MCGILL, S. M. A kinetic and electromyographic comparison of the standing cable press and bench press. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 21, n. 4, p. 1271-1277, Nov. 2007.
- SENATORE, V. Paraolímpicos do futuro. In: CONDE, A. J. M.; SOUZA SOBRINHO, P. A.; SENATORE, V. **Introdução ao movimento paraolímpico: manual de orientação para professores de Educação Física**. Brasília: Comitê Paraolímpico Brasileiro, 2006. Disponível em: <<http://www.informacao.srv.br/cpb/pdf/introducao.pdf>>. Acesso em: 15 jun. 2008.

Referências Bibliográficas

- SHANKAR, S.; GANDER, R. E.; BRANDELL, B. R. Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.**, Amsterdam, v. 73, n. 2, p. 142-150, Aug. 1989.
- 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. **Man. Ther.**, Edinburgh, v. 2, n. 1, p. 18-23, Feb. 1997.
- SULLIVAN, J. J. et al. Cardiovascular response to restricted range of motion resistance exercise. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 10, n. 1, p. 3-7, Feb. 1996.
- THOMAS, M. D. et al. Cross-validation of an infrared motion capture system and an electromechanical motion capture device. SAE Technical Paper 2007-01-2475, Warrendale, 2007. 10p. doi: 10.4271/2007-01-2475.
- THOMPSON, C.W.; FLOYD, R.T. **Manual de cinesiologia estrutural**. 12 ed. São Paulo: Manole, 1997. 232p.
- 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. **J. Strength Cond. Res.**, Champaign, v. 24, n. 7, p. 1925-1930, July 2010.
- TULLSON, P. C.; TERJUNG, R. L. Adenine nucleotide metabolism in contracting skeletal muscle. **Exerc. Sport Sci. Rev.**, New York, v. 19, p. 507-537, 1991.
- VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. A comparison of muscle activity in concentric and counter movement maximum bench press. **J. Hum. Kinet.**, Katowice, v. 38, p. 63-71, Oct. 2013.
- VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. A comparison of successful and unsuccessful attempts in maximal bench pressing. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Madison, v. 41, n. 11, p. 2056-2063, Nov. 2009.
- VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. The “*sticking* period” in a maximum bench press. **J. Sports Sci.**, London, v. 28, n. 5, p. 529-535, Mar. 2010.
- VIGREUX, B.; CNOCKAERT, J. C.; PERTUZON, E. Factors influencing quantified surface EMGs. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.**, Berlin, v. 41, n. 2, p. 119-129, May 1979.
- WAGNER, L. L. et al. The effect of grip width on bench press performance. **J. Appl. Biomech.**, Champaign, v. 8, n. 1, p. 1-10, Feb. 1992.
- WEBSTER, J. G. Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, New York, v. 31, n. 12, p. 823-826, Dec. 1984.
- WILLIAMSON, D. L. et al. Reduction in hybrid single muscle fiber proportions with resistance training in humans. **J. Appl. Physiol.**, Bethesda, v. 91, n. 5, p. 1955-1961, Nov. 2001.
- WILLICK, S. E. et al. The epidemiology of injuries at the London 2012 Paralympic Games. **Br. J. Sports Med.**, Loughborough, v. 47, n. 7, p. 426-432, May 2013.

Referências Bibliográficas

WILSON, G. J.; ELLIOTT, B. C.; KERR, G. K. Bar path and force profile characteristics for maximal and submaximal loads in the bench press. **J. Appl. Biomech**, Champaign, v. 5, n. 4, p. 390-342, Nov. 1989.

ZHANG, Z. Determining the epipolar geometry and its uncertainty: a review. **Int. J. Comput. Vis.**, Hingham, v. 27, n. 2, p. 161-198, 1998.

Apêndice

Publicações obtidas durante o período do mestrado

Trabalhos publicados em anais de eventos

1. **SILVA, B. G.**; MIZIARA, I. M.; OLIVEIRA, I. M.; PEREIRA, A. A.; NAVES, E. L. M.; SANTOS, S. S.

Correlação da concentração de lactato e a exaustão subjetiva pré e pós treino em atletas de taekwondo. In: Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2015, Uberlândia.

Anais ENEBI 2015. 2015.

2. **SILVA, B. G.**; QUEIROZ, C. M. M.; NAVES, E. L. M.

Análise estabilográfica da postura ereta em idosos fisicamente ativos de diferentes faixas etárias. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia.

Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2014.

3. **SILVA, B. G.**; MENDONÇA, G. S.; MILAGRE, S. T.

Avaliação de ambiente de reabilitação de pessoas com visão subnormal em um hospital universitário de grande porte. VII Simpósio de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia.

Anais do VII Simpósio em Engenharia Biomédica Tecnologia a Favor da Vida, 19 a 23 de maio de 2014 — Uberlândia, MG: Universidade Federal de Uberlândia. 2014.

4. **SILVA, B. G.**; LUIZ, L. M. D.; QUEIROZ, C. M. M.; VIEIRA, L. C.

Análise estabilográfica pré e pós operatório de pacientes submetidos a cirurgia de artroplastia total de quadril. VI Simpósio de Engenharia Biomédica, 2013, Uberlândia.

Anais do VI Simpósio em Engenharia Biomédica. 2013.

Apêndice

Trabalhos publicados em anais de eventos (resumo)

1. **SILVA, B. G.**; SILVA, D. C. O.; SILVA, I. F.; GAIA, L. N.

Atividade Eletromiográfica dos músculos da coxa durante o exercício agachamento com passada frontal. In: XXVI Congresso Brasileiro de Anatomia, 2014, Curitiba.

Anais do XXVI Congresso Brasileiro de Anatomia. 2014.

Apresentação de trabalho

1. RODRIGUES, L. A.; **SILVA, B. G.**; SANTOS, S. S.

Análise da potência média na fase concêntrica do exercício supino reto em testes de força em uma equipe paralímpica de halterofilismo, 2015.

V Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica; Inst.promotora/financiadora: Universidade Federal de Uberlândia.

2. **SILVA, B. G.**; QUEIROZ, C. M. M.; RODRIGUES, L. A.; NAVES, E. L. M.; SANTOS, S. S.

Análise do equilíbrio estático em idosos fisicamente ativos.

V Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica; Inst.promotora/financiadora: Universidade Federal de Uberlândia.

3. **SILVA, B. G.**; MIZIARA, I. M.; OLIVEIRA, I. M.; PEREIRA, A. A.; NAVES, E. L. M.; SANTOS, S. S.

Correlação da concentração de lactato e a exaustão subjetiva pré e pós treino em atletas de taekwondo. 2015.

V Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica; Inst.promotora/financiadora: Universidade Federal de Uberlândia.

4. **SILVA, B. G.**; QUEIROZ, C. M. M.; LUIZ, L. M. D.; VIEIRA, L. C.; NAVES, E. L. M.

Análise estabilográfica pré e pós operatório de pacientes submetidos à cirurgia de artroplastia total de quadril. 2013.

Apêndice

VI Simpósio em Engenharia Biomédica; Inst.promotora/financiadora: Universidade Federal de Uberlândia.

5. **SILVA, B. G.**; MENDONÇA, G. S.; MILAGRE, S. T.

Avaliação da usabilidade da interface de um monitor multiparamétrico de um hospital universitário de grande porte. 2013.

VI Simpósio em Engenharia Biomédica; Inst.promotora/financiadora: Universidade Federal de Uberlândia.

Anexo

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 bi-acromial. 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

Anexo

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.

Uberlândia, _____ de _____ de 2014
