

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

**CARACTERIZAÇÃO DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E
ELETROMIOGRÁFICAS DA FASE EXCÊNTRICA NO
EXERCÍCIO SUPINO RETO EM ATLETAS PARALÍMPICOS**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

LÍSIA ARANTES RODRIGUES

UBERLÂNDIA – MG

2016

LÍSIA ARANTES RODRIGUES

**CARACTERIZAÇÃO DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E
ELETROMIOGRÁFICAS DA FASE EXCÊNTRICA NO EXERCÍCIO SUPINO
RETO EM ATLETAS PARALÍMPICOS**

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

Aprovada em de de 20 .

UBERLÂNDIA – MG

2016

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

R696c
2016 Rodrigues, Lísia Arantes, 1991-
 Caracterização de variáveis cinemáticas e eletromiográficas da fase
 excêntrica no exercício supino reto em atletas paralímpicos / Lísia
 Arantes Rodrigues. - 2016.
 59 f. : il.

 Orientador: Adriano Alves Pereira.
 Coorientador: Silvio Soares dos Santos.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.
 Inclui bibliografia.

 1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Levantamento de peso - Teses.
 3. Biomecânica - Teses. 4. Eletromiografia - Teses. I. Pereira, Adriano
 Alves. II. Santos, Silvio Soares dos. III. Universidade Federal de
 Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. IV.
 Título.

CDU: 62:61

Dedico este trabalho à toda minha família,
sobretudo aos meus pais Robin e Kátia, os
quais me ajudaram a chegar até aqui.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por nunca me abandonar e estar sempre comigo, me guiando da melhor maneira possível.

Ao meu pai Robin, que sempre me ensinou a dar o melhor de mim, pelos valores que me ensinou e por ser meu maior exemplo de ser humano.

À minha mãe Katia, por todo amor dedicado à nossa família, por ser guerreira, por nunca me deixar desistir e por estar comigo em todos os momentos que precisei.

À minha irmã Ingrid, por ser minha melhor amiga, por ser minha cúmplice, por estender a mão sempre que necessário e por nos ter dado o melhor presente de nossas vidas, meu afilhado Rafael.

À minha família, por entenderem meus momentos de ausência.

Ao meu orientador, professor Doutor Adriano Alves Pereira, por todo aprendizado adquirido nesses dois anos e por ter me acolhido tão bem.

Aos colaboradores Daniel, Iraídes, Barbara Gama, professor Silvio e professor Valdecir por sempre estarem disponíveis para a realização deste trabalho

Ao Gregório, no qual se não fosse por ele não estaria aqui hoje, me ajudando e aconselhando, por nunca me deixar desanimar e por ser um ombro amigo sempre que precisei.

Aos meus amigos de faculdade do curso de Educação Física, da turma 71^a que mesmo seguindo caminhos diferentes, sempre me ajudaram em especial Francielle, Tamires, Fernanda e Lucas; e aos meus professores que durante 4 anos e meio me incentivaram a sempre ir atrás dos meus sonhos.

As minhas amigas Ana Luiza, Barbara, Allyssane, Emanuele, Tássia, Giovana, Ana Paula, Hemília, Isadora, Flávia e à equipe de Handebol da AAAE pelos momentos de risadas, de conversas, de desabafos, e por todos os outros amigos que a faculdade de Engenharia me deu de presente nesses dois anos de mestrado.

Aos colegas do BIOLAB por toda ajuda, pelas conversas esclarecedoras, pelos momentos de descontração, e por se mostrarem tão disponíveis nos momentos precisos para a elaboração desse trabalho.

Aos meus amigos do Grupo de Jovens Tijolinho que foram as pessoas mais importantes no momento final dessa jornada, tornando-a mais leve e me proporcionando momentos indescritíveis.

Ao voluntário da pesquisa, que se dispôs a vir até a cidade para colaboração de forma voluntária na elaboração da mesma.

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

E a todos que contribuíram de alguma forma para a concretização desse trabalho.

*“Aqueles que se sentem satisfeitos sentam-se e nada fazem.
Os insatisfeitos são os únicos benfeitores do mundo.”
(Walter S. Landor).*

SUMÁRIO

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS.....	VIII
LISTA DE FIGURAS.....	IX
LISTA DE TABELAS.....	X
RESUMO.....	XI
ABSTRACT	XIII
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	1
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	5
2.1 - ESPORTE PARALÍMPICO.....	5
2.2 - HALTEROFILISMO.....	7
2.3 - FASES DO MOVIMENTO SUPINO	8
2.4 - CINESIOLOGIA DO SUPINO.....	11
2.5 - BIOMECÂNICA ESPORTIVA	12
2.6 - ELETROMIOGRAFIA	13
2.6.1 - Eletromiografia Invasiva ou Intramuscular	14
2.6.2 - Eletromiografia de Superfície.....	14
2.6.3 - Frequência de amostragem.....	14
2.6.4 - Eletrodos.....	15
2.6.5 - Localização do eletrodo com relação ao ponto motor	15
2.6.6 - Direção do eletrodo em relação às fibras musculares	15
2.6.7 - Eletrodo de referência	15
2.6.8 - Formas de interferência do sinal de EMG	15
2.6.9 - Filtros.....	15
2.7 - CINEMETRIA	16
CAPÍTULO 3 - PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS.....	18
3.1 - GRUPO AMOSTRAL	18
3.2 - INSTRUMENTAÇÃO	18
3.2.1 - Avaliação da Composição Corporal	18
3.2.2 - Material Halterofilismo	19
3.2.3 - Eletromiografia.....	20
3.2.4 - Cinemetria.....	20
3.3 - PROTOCOLO DE COLETA	22
3.4 - ANÁLISE E PROCESSAMENTO DE DADOS	25
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS.....	26
4.1 - VALORES ANTROPOMÉTRICOS	26
4.2 - SUBFASES NA FASE EXCÊNTRICA.....	26
4.3 - ANÁLISE DOS VALORES RMS	31

4.4 - ANÁLISE DAS FREQUÊNCIAS.....	32
4.5 - ANÁLISE DA ENTROPIA	32
4.6 - CORRELAÇÃO DE VELOCIDADE DE MOVIMENTO E CARACTERÍSTICAS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO NA FASE EXCÊNTRICA.....	33
CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO.....	34
CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO	36
6.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	37
6.2 TRABALHOS FUTUROS	37
CAPÍTULO 7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	38
APÊNDICE A	43

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

RMS – Root Mean Square

BB – Bíceps Braquial

CV – Coeficiente de Variação

DA – Músculo Deltoide Anterior

EMG – Eletromiografia

F50 – Frequência 50%

F80 – Frequência 80%

Fmed – Frequência Média

Fpico – Frequência de Pico

ISEK – *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*

MUAPs – Potencial de ação da unidade motora

PM – Músculo Peitoral Maior

SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

TB – Músculo Tríceps Braquial

TVdown – Tempo onde ocorre o maior pico negativo de velocidade na fase excêntrica

TVf – Ponto onde finaliza a fase excêntrica

TVi – Ponto onde tem início a fase excêntrica

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Anilhas oficiais de competição de halterofilismo (Arquivo Pessoal).....	19
Figura 2 - Banco e barra oficial de competição de halterofilismo (Arquivo Pessoal).....	19
Figura 3 - Myosystem Br1 P-86 (DataHominis Tecnologia Ltda).....	20
Figura 4 - Câmera infravermelho (Natural Point).....	21
Figura 5 - Posicionamento das câmeras (Arquivo Pessoal).....	22
Figura 6 - Posicionamento dos marcadores reflexivos ao longo da barra (Silva, 2015).....	22
Figura 7 - Posicionamento dos eletrodos no músculo deltoide anterior, bíceps braquial (cabeça longa) e peitoral maior (parte clavicular) (Arquivo Pessoal).....	23
Figura 8 - Posicionamento do eletrodo no músculo tríceps braquial (Arquivo Pessoal).....	24
Figura 9 – Velocidade do movimento Supino Reto.....	27

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição das ações articulares envolvidas na execução das fases excêntrica e concêntrica no supino reto (Rodrigues, 2016).....	11
Tabela 2 - Descrição das ações musculares envolvidas na execução das fases excêntrica e concêntrica no supino reto (Rodrigues, 2016).....	12
Tabela 3 - Valores antropométricos dos atletas paralímpicos.....	26
Tabela 4 – Média e desvio-padrão dos parâmetros calculados do sinal EMG dos atletas paralímpicos.....	28
Tabela 5 – Média e desvio-padrão dos parâmetros calculados do sinal EMG dos atletas masculinos paralímpicos.....	29
Tabela 6 – Média e desvio-padrão dos parâmetros calculados do sinal EMG das atletas femininas paralímpicas.....	30
Tabela 7 - Resultado do teste de Wilcoxon para verificação de diferença estatística entre os gêneros masculino e feminino ($p \leq 0,05$).....	31
Tabela 8 - Valores da Correlação entre a média das velocidades de cada atleta e média das variáveis RMS, Fmédia, F50, F80, Fpico e Entropia no movimento completo (TVi – TVf) na fase excêntrica do supino reto de cada atleta (sem separação de gêneros).....	33

RESUMO

Lísia Arantes Rodrigues, CARACTERIZAÇÃO DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS DA FASE EXCÊNTRICA NO EXERCÍCIO SUPINO RETO EM ATLETAS PARALÍMPICOS

O supino reto é o exercício relacionado ao Halterofilismo, participou da Paralimpíada pela primeira vez em 1964, em Tóquio. Esse exercício é realizado em duas fases: fase excêntrica e a fase concêntrica. Com a evolução e muitos estudos envolvendo o treinamento esportivo por meio de exercícios resistidos muito se tem falado sobre a importância do movimento excêntrico. Pesquisas que envolvem estes estudos tem encontrado resultados de maior ativação dos músculos: peitoral maior (PM); deltoide anterior (DA), e tríceps braquial (TB). Com isso, o objetivo deste trabalho foi caracterizar aspectos cinemáticos juntamente com os aspectos eletromiográficos em três diferentes períodos da fase excêntrica do movimento de supino reto realizado por atletas de halterofilismo paralímpico. Foi utilizada a cinemetria para a reconstrução do movimento, possibilitando determinar as “subfases” na fase excêntrica. Por meio da cinemetria foi encontrado o ponto de início da fase excêntrica (TVi), o ponto onde a velocidade da fase excêntrica atinge o maior valor de pico negativo (TVdown) e o final da fase excêntrica (TVf). Foram analisados três períodos do movimento supino reto fase excêntrica: movimento completo (TVi-TVf), TVi – TVdown e TVdown – TVf. A partir da eletromiografia, foram calculados valores de RMS, Frequência Média (Fmed), Frequência de pico (Fpico), F50, F80 e Entropia, por meio de uma rotina desenvolvida utilizando o software Matlab em todos os períodos determinados. As variáveis foram calculadas sem a separação de gênero, caracterizando o movimento dos atletas. Posteriormente, os atletas foram separados em grupos (masculino e feminino) sendo calculados a média e o desvio padrão de cada variável para ambos, e a partir destes dados foi analisado, por meio do teste não paramétrico de Wilcoxon, se havia diferença estatisticamente significativa entre os parâmetros dos grupos. No primeiro período e no segundo período da fase excêntrica (TVi – TVdown) e (TVdown – TVf) respectivamente, os músculos PM esquerdo, PM direito, DA esquerdo e DA direito foram os que tiveram maior valor de RMS. Neste quesito destacou-se o PM esquerdo, onde o teste mostrou haver diferença significativa, no grupo analisado, em todas as variáveis no período “movimento completo”, com exceção da Fmed. Além disso, foi encontrada uma

correlação moderada entre o TB direito e F_{pico} , no movimento completo, relacionados à velocidade na fase excêntrica. Estes resultados podem auxiliar no treinamento da fase excêntrica, buscando assim a melhoria da performance e melhores resultados em competições.

Palavras- Chave: Halterofilismo, Fase Excêntrica, Biomecânica, Eletromiografia, Cinemetria.

ABSTRACT

Lisia Arantes Rodrigues, CHARACTERIZATION OF CINEMATIC AND ELECTROMYGRAPHIC VARIABLES OF THE EXCENTRIC PHASE IN THE RIGHT SUPINO EXERCISE IN PARALLYMPH ATHLETES

The bench press is the exercise related to Weightlifting, which participated in the Paralympics for the first time in 1964 in Tokyo. This exercise is performed in two phases: the eccentric phase and the concentric phase. With evolution and many studies involving sports training through resistance exercises, much has been said about the importance of eccentric movement. Research involving these studies have found results in greater activation of muscles: the major pectoralis (MP), previous deltoid (PD) and triceps (T). Thus, the objective of this work was to characterize kinematic aspects along with the electromyographic aspects in three different periods of the eccentric phase of the bench press movement performed by athletes of paralympic weightlifting. The kinematic was used for the reconstruction of motion, allowing to find "subphases" in the eccentric phase. Through the kinematic it has been found the beginning of eccentric phase (TVi), the point where the speed of the eccentric phase reaches the largest negative peak value (TVdown) and the end of the eccentric phase (TVf). Three periods of bench press eccentric phase motion were analyzed: "complete movement" (TVi-TVf), TVi-TVdown e TVdown-TVf. From the electromyography, RMS, the Average Frequency (Fmed), Peak Frequency (Fpico), F50, F80 and Entropy values were calculated through a routine developed in Matlab software. The variables were calculated without the separation of gender, characterizing the movement of the athletes. Subsequently, athletes were separated into groups (male and female) and the mean and standard deviation of each variable were calculated for both, and from these data, the Wilcoxon nonparametric test was used to verify if there was a statistically significant difference between the parameters of the groups. In the first period and in the second period of the eccentric phase (TVi - TVdown) and (TVdown - TVf) respectively, the left PM, right PM, left DA and right DA muscles were the ones with the highest RMS value. In this item, the left MP was highlighted, where the test showed a significant difference in the analyzed group in all variables in the period "complete movement", except Fmed. In addition, a moderate correlation was found between the right TB and Fpico related to velocity in the eccentric phase in the

period “complete movement”. These results can aid in the training of the eccentric phase, thus seeking the improvement of performance and better results in competitions.

Key Words: Weightlifting, Eccentric Phase, Biomechanics, Electromyography, Kinematics.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

Atualmente, muito se tem falado sobre novas formas e técnicas de treinamento esportivo com o objetivo de prevenir lesões e buscar uma melhoria na performance do atleta e assim alcançar melhores resultados. Para isso, é necessário que a pesquisa científica ande lado a lado com esses novos meios de preparação para atletas de alto nível. Sabe-se que a biomecânica esportiva está muito relacionada com novas pesquisas neste âmbito e tem ajudado treinadores e equipes técnicas de variados esportes na busca de novas informações.

Dentre as técnicas mais utilizadas para pesquisar e aprimorar os movimentos esportivos encontra-se a eletromiografia e a cinemetria.

Por meio da eletromiografia (EMG) correlacionada com a cinemetria, obtemos informações importantes para a análise de um movimento esportivo, como velocidade de ação, ativação muscular (atividade elétrica), fadiga muscular, amplitude de movimento, e assim por diante. Na eletromiografia podem ser incluídas análises, tais como a função muscular durante diferentes tipos de contração, estudos da atividade muscular em esportes específicos, reabilitação e avaliação da atividade muscular anatômica funcional, estudos de fadiga muscular e força muscular (Clarys, 2010). Já a cinemetria, que consiste em registrar por meio de imagens algum movimento esportivo e reconstruir, identifica o comportamento cinemático de um corpo; e tem como objetivo o monitoramento de atletas e o desenvolvimento de novas técnicas de treinamento (Amadio e Baumann, 1990).

Muitos estudos vêm relacionando o treinamento de força (TF) com o objetivo de aumentar força, hipertrofia muscular, melhorar a resistência à fadiga muscular, diminuir a taxa de gordura localizada, aumentar o desempenho esportivo, entre outros fatores (Fleck e Kramer, 1999; Marchetti et al., 2010; Salles et al., 2008; Santiago et al., 2012). O TF engloba combinações de exercícios, séries, repetições e cargas; e quando bem orientado, esse treinamento representa uma profilaxia importante em relação às lesões musculares e articulares, evitando também lesões esportivas em joelhos, tornozelos, mas principalmente em ombros (Bittencourt, 1984).

Um dos exercícios envolvidos no TF que visa o fortalecimento do segmento superior do corpo e suas qualidades físicas, envolvendo diretamente o ombro é o exercício supino reto, que pode ser realizado com barra (fixa ou não), ou halteres.

O supino reto é o exercício relacionado ao Halterofilismo, que participou pela primeira vez de uma Paralimpíada, em 1964, em Tóquio, na qual a deficiência dos atletas era apenas de lesão da coluna vertebral. O Brasil teve a sua primeira participação nesta modalidade nos Jogos de Atlanta, com o atleta Marcelo Motta.

Esse exercício é realizado através de duas fases: fase excêntrica – que se dá com a descida da barra ou halteres até o peito; e a fase concêntrica – subida da barra ou halteres até a posição inicial dos braços (extensão total dos cotovelos). Os atletas permanecem em decúbito dorsal durante toda a realização do mesmo. Quando comparado atletas paralímpicos com atletas hígidos (sem deficiência motora) deve-se levar em consideração a instabilidade de tronco, pouca massa muscular em membros inferiores ou até mesmo a ausência dos mesmos.

Pesquisas científicas com o objetivo de analisar este exercício têm encontrado resultados de maior ativação dos músculos peitoral maior (PM) (parte clavicular e esternocostal); deltoide anterior (DA), e tríceps braquial (TB) (Godoy, 1994). Existem alguns estudos que correlacionam também a ativação do músculo bíceps braquial (BB) durante o desenvolvimento desse movimento em ambas as fases.

Em um estudo realizado por Schutz et al (2012), com indivíduos treinados e sedentários, foi encontrada uma ativação do BB (valor RMS) maior na fase excêntrica quando comparado à fase concêntrica; o que vai contra os resultados de um estudo realizado recentemente que encontrou valores contrários, sendo RMS maior na fase concêntrica, além de encontrarem um aumento da ativação de BB de acordo com as tentativas correlacionado com a queda de ativação de TB, sendo justificado pelo fato do BB ser um músculo antagonista do movimento, sugerindo que um atleta de alto rendimento e com anos de treinamento pode recrutar músculos antagonistas para auxiliar no movimento (Rodrigues et al. 2016).

Estudos envolvendo os músculos PM, DA e TB com a avaliação de sEMG, encontra-se os valores de RMS para TB estatisticamente menores quando comparados ao músculo PM (Rocha, 2007). Na fase excêntrica o valor RMS é maior quando relacionado

ao músculo PM, sendo justificado pela sua função de desaceleração de movimento durante a abdução horizontal do ombro podendo ser influenciado pela postura de decúbito dorsal dos atletas (Silva, 2001). Quando envolvido o TB, o valor de RMS se justifica pela necessidade de segurar o movimento de descida da barra, já que o mesmo é a favor da gravidade, e por possuir um volume médio (cm^3) e comprimento (cm) maior em relação aos demais músculos (Marchetti et al., 2010). Na fase concêntrica existe uma maior ativação do DA e PM, pelo fato de que nessa fase os movimentos realizados são de flexão e adução dos ombros à 90 graus, encontrando assim um maior torque em ambos os músculos (Kapandji, 1987).

Com a evolução e muitos estudos envolvendo o treinamento esportivo através de exercícios resistidos (realização de movimentos musculares contra uma força de oposição), muito se tem falado sobre a importância do movimento excêntrico, ou ação excêntrica, tão quanto o concêntrico (Malm et al., 1999; Enoka, 1996; Martins-Costa, 2012; Preis, 2005). Este tipo de treinamento tem como objetivo o aumento de ganho de força com a maximização das adaptações neurais e morfológicas.

O treinamento dessa fase é importante também para a prevenção de lesões ocasionadas pelo movimento realizado correlacionado com a alta carga que estes atletas conseguem suportar. Existem relatos relacionados aos últimos jogos olímpicos indicando que 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 aproximadamente 37% de todas as lesões apresentadas pelos atletas paralímpicos de outras modalidades (Willick et al., 2013).

Porém ainda há poucos estudos relacionados a este tipo de treinamento específico o que de certa forma nos motiva a tornar este trabalho como forma de compreender e encontrar resultados que auxiliem na melhoria nos treinamentos de atletas de alto rendimento, aumentando assim seu desempenho em competições buscando melhores resultados.

Objetivo Geral

O objetivo do presente estudo foi apresentar os valores dos parâmetros eletromiográficos RMS, Frequência Média (Fmed), Frequência de pico (Fpico), F50, F80 e Entropia em três diferentes períodos da fase excêntrica do movimento de supino reto realizado por atletas de alto rendimento de halterofilismo paralímpico.

Objetivos Específicos

Para que o objetivo principal desta pesquisa fosse alcançado, foram estipulados os seguintes objetivos específicos:

- Comparar os resultados dos testes realizados pelos atletas paralímpicos, buscando assim algum indício de diferenças significativas entre os músculos avaliados dos grupos masculino e feminino;
- Analisar sob um ponto de vista biomecânico e cinesiológico a fase excêntrica do movimento supino reto;
- Verificar o comportamento do sinal eletromiográfico de acordo com a análise das variáveis RMS, F50, F80, assim como Frequência Média e Frequência Pico, Entropia;
- Correlacionar o valor de velocidade de descida da barra com as características do sinal eletromiográfico na Fase Excêntrica do movimento supino reto.

CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 - Esporte Paralímpico

Em 1944, nos Estados Unidos com Dr. Benjamim Lipton, o esporte paralímpico teve início com o arco e flecha, tênis de mesa e arremesso de dardo. O primeiro paradesporto coletivo foi o pólo em cadeira de rodas.

O desporto paralímpico foi implementado em 1946, com o objetivo de reestabelecer o bem-estar psicológico e o uso do tempo livre dos pacientes portadores de necessidades físicas e combatentes da Segunda Guerra Mundial, do hospital de Lesionados Medulares de Stoke Mandeville, na Inglaterra. As atividades físicas foram desenvolvidas pelo neurocirurgião e neurologista Dr. Ludwig Guttmann. Posteriormente, pode-se perceber que com a realização da atividade física, não só se tinha uma melhora psicológica, mas também uma influência positiva no sistema neuromuscular e social.

Em 1947 foi implementado o basquetebol de cadeira de rodas (Freitas et al., 1996). Mas foi em 1948 que as atividades esportivas para as pessoas com deficiência ganharam caráter oficial, realizando então os Jogos de Stoke Mandeville (Vital, 2004).

No Brasil, o esporte paralímpico foi implementado através do brasileiro Robson Sampaio em 1958, quando fundou, na cidade do Rio de Janeiro, o clube do otimismo Brazuna, sendo o primeiro clube de esportes para deficientes físicos. Em São Paulo no mesmo ano, o brasileiro Sérgio Serafim Del Grande deu início ao clube de paraplégicos, com treinos de basquete em cadeiras de rodas (Pereira, 2013). Foi em 1972 que o Brasil teve sua primeira participação nos Jogos Paralímpicos, e em 1976 veio a primeira medalha.

Para ter participação efetiva no esporte paralímpico, o indivíduo/atleta deve possuir alguma deficiência, mesmo que mínima, que o impeça de participar no esporte convencional por levar certa desvantagem. De acordo com os fatores funcionais do indivíduo/atleta, o mesmo pode ser elegível ou inelegível para alguma modalidade. Cada

modalidade esportiva determina seu próprio sistema de classificação (Vital, 2011).

A classificação dos indivíduos/atletas com deficiência para a participação ou não de uma certa modalidade esportiva, constitui-se conceitualmente em um nivelamento entre a capacidade física e competitiva do mesmo, buscando assim igualar os grupos de acordo com as deficiências semelhantes, homogeneizando as disputas e provas com o objetivo de deixá-las mais justas e equiparadas (Freitas, 2000). A classificação se dá através de três fatores: médico – verificação do nível mínimo da deficiência, funcional – habilidades específicas da modalidade e técnico (Paciorek, 2004).

Essa classificação deve garantir que o nível de treinamento, talento, condição física, motivação e a habilidade do atleta sejam os fatores decisivos para seu sucesso e não o grau ou tipo da deficiência (Sherril, 1999). A classificação deve ser composta por profissionais da área de saúde, sendo eles médicos, fisioterapeutas e educadores físicos (Comitê Paralímpico Brasileiro, 2011).

Existem seis grupos classificados para participação no movimento paralímpico, sendo eles: a) indivíduos com paralisia cerebral; b) indivíduos com lesão medular/poliomielite; c) indivíduos amputados; d) indivíduos com deficiência visual; e) indivíduos com deficiência intelectual; f) “Les autres”, que são indivíduos com alguma deficiência de mobilidade não incluída nos demais grupos (Comitê Organizador dos Jogos Parapanamericanos, 2007).

Para Vital (2004), o esporte paralímpico vem conquistando o reconhecimento da sociedade como um esporte de alto nível, e não somente como meio de melhora nas condições de reabilitação. Além disso, vem crescendo constantemente por meio da mídia, patrocinadores e elevando o número de audiência. Com isso, o esporte paralímpico consegue chamar a atenção de diversos profissionais de áreas relacionadas com a prática e o estudo esportivo.

2.2 - Halterofilismo

Um dos esportes paralímpicos praticados é o Halterofilismo, que teve seu surgimento em 1960 (Zucchi, 2001). O esporte foi inserido nos Jogos Paralímpicos de 1964, em Tóquio – Japão, onde teve a participação somente de atletas com lesão medular, e era conhecido como *Weightlifting*. Posteriormente, houveram mudanças no esporte, como a inclusão de outras deficiências e adaptação das regras. Quatro anos depois (1968), em Sydney, as mulheres entraram de vez para a modalidade.

A primeira participação do Brasil nesta modalidade ocorreu nos Jogos Paralímpicos de Atlanta, com o atleta brasileiro Marcelo Garcia da Motta, obtendo a 11ª colocação. Em 2009, a modalidade começou a ter participação efetiva no Circuito Brasil CAIXA Loterias. Atualmente, é uma das modalidades que mais vem crescendo dentro dos demais esportes paralímpicos, com aproximadamente 5.500 atletas ranqueados mundialmente e com 109 países possuindo halterofilistas paralímpicos.

O objetivo da modalidade é a aplicação de uma força contra resistência, causando um recrutamento muscular, desenvolvendo o músculo esquelético. O seu treinamento deve priorizar a melhoria e o desenvolvimento das capacidades fisiológicas e mecânicas dos grupos musculares envolvidos no movimento realizado durante a competição (Fleck e Kraemer, 2006).

O esporte implica no movimento de supino, contra uma resistência. Os atletas devem permanecer deitados, em decúbito dorsal, o tempo todo de competição em um banco (2,10 m de extensão e 61 cm de largura, na extremidade do banco e em direção a cabeça, o banco estreita-se para menos de 30 cm e com altura variada entre 45 e 50 cm do solo) e assim dão início ao movimento de subida e descida da barra.

A competição começa quando o atleta retira a barra (com ou sem ajuda do “sacador”), permanecendo com os cotovelos totalmente estendidos, com uma limitação máxima de 20 graus de angulação dos mesmos. Posteriormente, o atleta deve descer a barra até a altura do peito, para assim voltar a posição inicial. Para a validação do movimento, os árbitros devem ficar atentos à execução contínua do movimento e a parada nítida da barra no peito. O atleta tem a oportunidade de realizar o movimento três vezes,

sendo que é considerado como resultado final a tentativa que o mesmo levantar o maior peso (MANUAL DO HALTEROFILISMO, 2015).

Para poder participar na modalidade, o indivíduo/atleta deverá ter no mínimo 14 anos (para competições oficiais), 15 anos (para jogos regionais), ou no mínimo 16 anos (para campeonatos mundiais e paralímpiadas). A modalidade é dividida pelos seguintes grupos: a) Junior (até 20 anos); b) Adulto ou Senior (a partir de 21 anos); c) Master (a partir de 40 anos). Além dos grupos divididos pela idade, a modalidade é subdividida pelo peso corporal do atleta, sendo 10 categorias femininas e 10 masculinas (CPB, 2010). São elegíveis para competir atletas amputados, “Les autres” com limitações mínimas, deficientes com paralisia cerebral e atletas das classes na medula espinal.

Em relação as medidas antropométricas dos atletas, pode-se perceber uma grande variação, principalmente nos atletas brasileiros. A medida da estatura não se mostra tão relevante devido ao fato do mesmo realizar todo o movimento deitado e o levantamento da barra ocorrer perpendicularmente a essa posição. A mensuração da massa corporal se dá apenas pelo fato de divisão de categorias. De acordo com as seleções com melhores resultados na modalidade, a medida da envergadura deve ser a menor possível, ao contrário das medidas de circunferência do tórax e dos braços contraídos, que devem ser as maiores possíveis.

2.3 - Fases do Movimento Supino

Existem duas fases envolvidas no movimento supino, sendo elas a fase excêntrica (descida da barra – movimento inicial) e a fase concêntrica (subida da barra – movimento final).

Muitos estudos realizados ainda no início dos anos 90 constataram que treinamentos envolvendo a realização da ação excêntrica isolada ou combinada com ação concêntrica são melhores para o aumento de hipertrofia e ganho de força (Dudley, 1991; Colliander e Tesch, 1990; Hather et al., 1991).

Porém, é necessário levar em consideração as precauções que devem ser tomadas para esses tipos de treinamentos. Além dos ganhos, outros estudos vêm mostrando uma associação grande de traumas com exercícios nos quais as fases excêntricas se encontram presentes. Pressupõem-se que as ações excêntricas utilizam estratégias diferentes de ativação pelo sistema nervoso para alcançar uma determinada força do músculo, na qual as demais ações (concêntricas e isométricas) não utilizam (Enoka, 1996). Entende-se por fase excêntrica qualquer carga muscular que envolve a aplicação de uma força externa com aumento de tensão durante o alongamento físico da unidade músculo-tendínea (Albert, 2002).

De acordo com Fry (2004) as ações musculares excêntricas ocorrem quando o torque produzido pelo músculo é menor que a resistência externa. Durante o movimento excêntrico o grau de sobreposição dos miofilamentos diminuem de acordo com o alongamento do músculo, abaixando então a possibilidade de formação das pontes cruzadas e provocando a queda da produção de força. Assim a atividade muscular excêntrica pode ser denominada de resposta muscular (Simão, 2003).

Três fatores indissociáveis determinam a produção de força gerada pelo músculo em contração e seu alongamento durante uma ação excêntrica (Kandel et al., 1991):

- Comprimento inicial do músculo;
- Velocidade angular de alteração do comprimento do músculo (velocidade de movimento);
- Cargas externas atuando em oposição ao movimento (força muscular produzida)

São através desses fatores que pode-se entender como ocorre a hipertrofia muscular nos treinamentos de ações excêntricas. Hipertrofia pode ser definida como um aumento no tamanho das fibras musculares ou de um músculo devido a um maior acúmulo de proteínas contráteis no interior da célula muscular (Tricole, 2013), e pode estar relacionada com o grau de dano muscular, fundamentada na suposição de que a ativação das células satélites seria maior depois de situações onde ocorreram danos a estrutura muscular. Este dano muscular pode estar relacionado com a velocidade do movimento (Farthing e Chilibeck, 2003). As fibras que mais sofrem danos durante as ações excêntricas são as fibras do tipo II, que respondem melhor ao estímulo do treinamento de força (Segger, 1998; Higbie e Cureton, 1996).

Prentice (2002), descreve a velocidade de estiramento do músculo como sendo o fator determinante no atraso eletromecânico também citado por Albert (2002), como sendo uma das características mais peculiares da contração muscular excêntrica relativamente à produção de torque quando em comparação com atividades similares concêntricas.

Nas ações musculares excêntricas são recrutadas menores unidades motoras. Nos estudos de Robinson e Mackler (2001) foram encontradas atividades eletromiográficas (EMG) maiores em ações concêntricas do que em ações excêntricas, mostrando uma menor ativação elétrica dos músculos quando em movimento excêntrico, indicando que o custo energético do exercício pode ser afetado. Com menos unidades motoras recrutadas, existirá um aumento na produção de força por unidade de músculo e uma diminuição neural para a realização do movimento, indicando uma maior eficiência neuromuscular das ações excêntricas (Kraemer et al, 2001).

Outra possível explicação para o recrutamento muscular nas ações excêntricas é o “princípio do tamanho” explicado por Enoka (1996), que afirma que durante a realização de um movimento, as unidades motoras musculares menores, com limiar de ativação mais baixo e menor capacidade de produção de força são recrutadas primeiramente. Há então uma necessidade de aumento de força, onde posteriormente, unidades maiores de limiar mais altos e mais fortes são recrutadas (Beltori, 2013).

Outro fator importante para o treinamento de ações musculares nos exercícios físicos é o “ciclo longa-encurta” (Enoka 2000). Este ciclo consiste na ação muscular na fase excêntrica seguida de uma ação muscular na fase concêntrica. Essa importância é explicada pelo fato de que a ação concêntrica é atribuída para a utilização da energia elástica desenvolvida na fase excêntrica.

Para analisar a fase excêntrica serão utilizados conceitos de cinesiologia (ações articulares e musculares durante a realização do movimento supino reto), biomecânica esportiva, assim como a eletromiografia e cinemetria. Estes tópicos serão brevemente abordados a seguir.

2.4 - Cinesiologia do Supino

De acordo com Freemans et al (2006), a cinesiologia é considerada uma das grandes áreas que está diretamente relacionada com o estudo dos fundamentos do movimento humano, por meio de análises de suas estruturas anatômicas, ossos e sistema músculo-esquelético. Com todas essas informações, os pesquisadores da área possuem ótimos recursos para otimização de um treinamento específico, buscando assim melhores resultados e um aumento no rendimento dos atletas.

Nas tabelas 1 e 2 estão representadas as ações articulares e musculares realizadas durante o exercício supino reto são (Marchetti et al.,2010):

Tabela 1 - Descrição das ações articulares envolvidas na execução das fases excêntrica e concêntrica no supino reto (Rodrigues, 2016).

<i>Ações Articulares</i>	
<i>Retração das escápulas</i> <i>Flexão dos cotovelos</i> <i>Abdução horizontal dos ombros</i> <i>Adução dos ombros</i> <i>Extensão da coluna</i>	Fase Excêntrica
<i>Abdução dos ombros</i> <i>Adução horizontal dos ombros</i> <i>Extensão dos cotovelos</i> <i>Extensão da coluna</i>	Fase Concêntrica

No que se diz respeito aos músculos envolvidos no movimento, muitos estudos vêm relatando que os mais utilizados no supino reto são: peitoral maior, deltoide anterior, tríceps braquial (Silva, 2001; Godoy, 1994; Trebs, 2010); e alguns outros estudos vêm relacionando o bíceps braquial também no movimento (Clemons e Aaron, 1997; Mccaw e Friday, 1994).

Tabela 2 - Descrição das ações musculares envolvidas na execução das fases excêntrica e concêntrica no supino reto (Rodrigues, 2016).

<i>Ações Musculares</i>	
<i>Contração excêntrica do tríceps e ancôneo</i> <i>Contração excêntrica do peitoral maior, deltoide anterior e biceps</i>	Fase Excêntrica
<i>Contração concêntrica do biceps, peitoral maior e deltoide anterior</i> <i>Contração concêntrica do tríceps</i> <i>Contração concêntrica do ancôneo</i>	Fase Concêntrica

2.5 - Biomecânica Esportiva

Com o desenvolvimento de artifícios na realização de pesquisas no meio esportivo, muito se tem utilizado a biomecânica. Para Amadio (2007), a biomecânica é derivada das ciências naturais, que aborda as análises físicas de sistemas biológicos, consequentemente, de análises físicas de movimentos do corpo humano. Essa área possui uma característica multidisciplinar, onde seu objetivo principal é a análise e o estudo dos parâmetros físicos do movimento, correlacionada com as características anatômicas e fisiológicas do corpo humano (Mochizuki e Duarte, 1999).

A biomecânica esportiva envolve pesquisas relacionadas às suas quatro áreas de investigação: cinemetria, dinamometria, eletromiografia e a antropometria (Amadio, 1985). Como um dos objetivos, a biomecânica esportiva se prontifica a caracterizar e aperfeiçoar as técnicas e o rendimento do movimento, através de pesquisas científicas realizadas nas áreas de atuação da ciência, envolvendo o âmbito esportivo. (Amadio, 2000).

Para que se possa analisar de maneira fiel e eficaz o que se propõe na biomecânica esportiva, é necessária a elaboração de objetivos para desenvolver a análise do movimento humano, desenvolvendo também uma base de dados relacionadas com as informações do

movimento esportivo, como por exemplo a utilização da estatística para fazer tais análises.

2.6 - Eletromiografia

Um dos meios de análise das atividades musculares envolvendo atividades físicas se dá através da eletromiografia.

A eletromiografia é conceituada como o estudo da atividade da unidade motora durante algum movimento corporal, utilizando-se de técnicas de captação e monitoramento das atividades eletroquímicas das fibras musculares associadas com a contração muscular, obtendo assim um sinal eletromiográfico (Deluca, 1997).

Inicialmente, a eletromiografia era utilizada para análises da resposta muscular através de um estímulo elétrico artificial na neurologia. Após anos de estudos e evolução, ela se tornou bastante importante em pesquisas médicas, ou envolvendo a ciência esportiva e a reabilitação muscular (Konrad, 2005).

A EMG baseia-se no fenômeno do acoplamento eletromecânico do músculo. Sinais elétricos gerados no músculo eventualmente conduzem ao fenômeno da contração muscular, dando início à potenciais de ação, conceituado como o impulso gerado por uma unidade motora, que são conduzidos ao longo do nervo motor até suas terminações nas fibras musculares (Guyton, 2006); liberando íons de cálcio do retículo sarcoplasmático para dentro do citoplasma muscular. Esse potencial de ação é desenvolvido por uma rápida alteração na polaridade da tensão elétrica, sendo uma mudança da polaridade de negativa para positiva, e vice e versa; possuindo uma fase ascendente e outra descendente. Cada unidade motora tem um neurônio motor que inerva diversas fibras musculares e a junção neuromuscular é a área onde este nervo motor entra em contato com o músculo (Gratiela et al., 2009).

Para obtenção dos sinais elétricos é necessário a utilização de um eletromiógrafo. Analisando fisiologicamente, entende-se que um sinal eletromiográfico é o resultado da sobreposição de ação da unidade motora (MUAPs). Pela eletromiografia, temos um

feedback sobre a ativação muscular envolvida no movimento em si, assim como a intensidade de ativação muscular, duração de sua atividade e variabilidade dos ciclos (Marchetti, 2006).

O sinal EMG captado no corpo humano é um sinal analógico (sinal contínuo no tempo) que então deve ser convertido em sinal digital (sinal discreto, definido somente para certos intervalos de tempos), para poder ser registrado pelo computador. O processamento de sinais consiste em um grupo de técnicas matemáticas que podem ser aplicadas para extrair informações de sinais, inclusive os de origem biomédica (Ljung, 1987).

Existem duas formas de se obter sinais eletromiográficos:

2.6.1 - Eletromiografia Invasiva ou Intramuscular: quando se trata de músculos profundos e/ou menores, esta técnica é mais eficiente na captação de sinais musculares devido a sua capacidade em detectar sinais de 15 a 20 fibras musculares aproximadamente, sendo importantes para a análise das unidades motoras (Edstrom e Kugelberg, 1968);

2.6.2 - Eletromiografia de Superfície: os eletrodos são colocados sobre a pele, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas (García-Massó et al., 2011). Caracteriza-se por ser um método não invasivo e de fácil execução, utilizado em áreas como o estudo cinesiológico e neurofisiológico dos músculos superficiais, onde capta o sinal muscular na pele através da interface pele-eletrodo, permitindo avaliar o grau e a duração da atividade muscular. Ainda existem algumas limitações associadas a utilização de eletrodos de superfície, como ruídos, influência do sinal de um músculo sobre outro músculo (efeito *cross-talk*), a investigação somente músculos superficiais e a inexistência de uma padronização quanto à metodologia de análise dos sinais (Farina, 2000).

Existem outros fatores que podem influenciar diretamente ou indiretamente na captação de um sinal eletromiográfico:

2.6.3 - Frequência de amostragem: O sinal EMG de superfície normalmente é analisado com componentes de frequência até 500 Hz. A frequência máxima pode ser afetada por fatores tais como, tipo de unidade motora e contração, tamanho do eletrodo, distância

entre eletrodos e músculos, entre outros. Considera-se então a frequência mínima de amostragem, de acordo com o teorema de Nyquist, para o sinal de EMG superficial da ordem de 1000 Hz ou mais (DELSYS, 2006; Hermens et al, 2000);

2.6.4 - Eletrodos: São os dispositivos de detecção entre o corpo e o sistema de aquisição, devendo ser posicionado o mais próximo da musculatura a fim de captar sua corrente iônica (DeLuca, 1997). 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 (Aminoff, 1987; Webster, 1998).

2.6.5 - Localização do eletrodo com relação ao ponto motor: A melhor região para colocar o eletrodo no músculo é onde a introdução de mínima corrente elétrica causa um perceptível estímulo nas fibras musculares superficiais – parte da zona de inervação em um músculo possuindo grande densidade neural. O *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) propõe que o eletrodo seja colocado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado (Hermens et al, 2000). Para a obtenção de um sinal EMG melhor, é necessário que os eletrodos estejam colocados no ventre muscular.

2.6.6 - Direção do eletrodo em relação às fibras musculares: O potencial de ação possui uma trajetória no mesmo sentido das fibras musculares, o eletrodo deve ser alinhado em tal sentido para a melhor obtenção do sinal EMG (Hermens et al, 2000);

2.6.7 - Eletrodo de referência: O SENIAM (Hermens et al., 2000) recomenda que sejam utilizadas, dependendo dos músculos analisados, as regiões do punho, tornozelo ou processo espinal C7.

2.6.8 - Formas de interferência do sinal de EMG: Estão relacionados ao batimento cardíaco, aquisição do sinal EMG de músculos vizinhos (*cross-talk*) e artefatos eletromecânicos (Guirro et al, 2005);

2.6.9 - Filtros: Dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências, com função de separação (contaminado por alguma interferência, ruído ou outro sinal) e

restauração (quando é distorcido) do sinal. A proposta de um filtro é permitir a passagem de algumas frequências sem alterações e atenuar outras (Konrad, 2005). Os filtros podem ser analógicos ou digitais, o último mais requisitado para a análise dos dados após a digitalização dos mesmos (DELSY, 2006).

Muito se tem utilizado da análise do domínio da frequência do sinal EMG. A frequência média (Fmed) é amplamente utilizada para obtenção de informações a respeito da fadiga muscular durante algum exercício ou realização de um movimento específico (Gonzales, 2010). Alguns outros estudos utilizam o domínio de frequência, permitindo a observação de alterações de acordo com a atividade muscular (Lidstrom et al., 1970; Deluca, 1979).

2.7 - Cinemetria

De acordo com Amadio & Baumann (1990), a cinemetria tem como objetivo a indicação da avaliação da técnica esportiva voltada para a competição; desenvolvimento de novas técnicas de treinamento; monitoração do atleta na realização de um movimento esportivo específico; e algumas vezes para detecção de novos talentos esportivos.

Atualmente, a cinemetria (ou cinemática) é bastante utilizada para a avaliação esportiva, por ser um método de análise de movimento relacionado com a captação de imagens por meio de câmeras, permitindo a visualização detalhada do movimento, a quantificação de grandezas cinemáticas e facilitando a compreensão da biomecânica envolvida em processos complexos.

Sistemas ópticos baseados no reconhecimento de marcadores reflexivos, por sua precisão e estabilidade, são considerados o padrão ouro para a reconstrução da cinemática (Ceseracciu, Sawacha e Cobelli, 2014).

Para a análise da trajetória tridimensional (3D) é necessário a utilização de três ou mais câmeras (Sousa et al, 2007). Os sistemas mais utilizados atualmente são aqueles que baseiam-se no processamento da imagem digital, que consiste na transferência da imagem do vídeo para o ambiente do computador

Cada modalidade esportiva possui uma técnica específica de movimento, o que torna necessário o desenvolvimento de um sistema específico para a análise da mesma,

levando em consideração a escolha e a definição das variáveis adequadas para a descrição que se espera no protocolo descritivo do movimento estudado (Krabbe, 1994).

CAPÍTULO 3 - PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

3.1 - Grupo Amostral

Participaram deste estudo atletas do halterofilismo paralímpico, sendo 4 indivíduos do gênero feminino (39,8 anos $\pm$ 11,2) e 7 indivíduos do gênero masculino (26,5 anos $\pm$ 8,0). Dentre eles, 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.

Desses 11 indivíduos participantes do estudo citado acima, apenas 9 (3 mulheres e 6 homens) passaram nos critérios de elegibilidade para as análises deste trabalho.

Trata-se de um estudo observacional transversal. Os testes foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da instituição citada (CEP/UFU 735.019).

Como critérios de elegibilidade, o participante desta pesquisa deveria:

- Ser praticante de halterofilismo há pelo menos 1 ano;
- Possuir pontuação no ranking nacional;
- Não apresentar qualquer distúrbio músculoesquelético 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, viessem a interferir de alguma forma no objetivo do estudo.

3.2 - Instrumentação

3.2.1 - 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 et al (1983).

3.2.2 - Material Halterofilismo

Para a realização do movimento supino reto, foram utilizadas 12 anilhas oficiais, sendo 2 anilhas de 5 kg, 2 anilhas de 10 kg, 2 anilhas de 15 kg, 2 anilhas de 20 kg e 4 anilhas de 25 kg; um banco oficial de competição com 2,10m de extensão e 61cm de largura, na extremidade do banco e em direção a cabeça, o banco estreita-se para menos de 30cm e com altura variável entre 45 e 50cm do solo; um suporte para barra; uma barra de 20 kg com 2,20 m de comprimento e 28 mm de diâmetro; e duas presilhas de 2,5 kg colocadas nas extremidades da barra para segurar as anilhas. Os materiais utilizados são mostrados nas Figuras 1 e 2.



Figura 1 - Anilhas oficiais de competição de halterofilismo (Arquivo Pessoal).



Figura 2 - Banco e barra oficial de competição de halterofilismo (Arquivo Pessoal).

3.2.3 - Eletromiografia

Para a captação dos sinais de EMG foi utilizado o eletromiógrafo de superfície Myosystem-Br, modelo DataHominis Tecnologia LTDA, mostrado na Figura 3, sendo composto por um conversor A/D (conversor analógico-digital) de 16 bits, com filtro passa-faixa de 20-500 Hz e amplificação total 2000x.

Sua frequência de amostragem de 2kHz por canal pode ser programável e os sinais adquiridos foram pré amplificados, com razão de rejeição do modo comum de 120 dB.

Para evitar artefatos, os envolvidos na pesquisa presentes no momento da coleta foram instruídos que desligassem quaisquer aparelhos eletrônicos.



Figura 3 - Myosystem Br1 P-86 (DataHominis Tecnologia Ltda).

Foram utilizados 6 canais deste aparelho para captação do sinal eletromiográfico, sendo um para cada músculo a ser avaliado de ambos os membros superiores. Um outro canal foi utilizado para a conexão de um sincronizador, com o objetivo de identificar o momento exato do início do movimento, e auxiliar na análise dos sinais captados pela EMG, juntamente com as imagens adquiridas pela cinemetria.

3.2.4 - Cinemetria

O registro de imagens pela Cinemetria foi realizado por meio de um software de reconstrução 3D, desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Uberlândia, (Optical Motion Capture Systems). Este sistema é composto por um conjunto de 10 câmeras que captura somente imagens de objetos que emitem a luz infravermelho (*Natural Point*®), conforme mostrado na Figura 4, as câmeras funcionam a uma taxa de 100 frames/s, sincronizadas entre si, sendo suficiente para garantir registro detalhado dos movimentos realizados nos testes (Furtado, 2013).



Figura 4 - Câmera infravermelho (*Natural Point*).

As câmeras estavam posicionadas em cinco bases de sustentação, duas bases posicionadas lado a lado na extremidade direita contendo duas câmeras cada, sendo a primeira fixada a 1,85m e a segunda fixada a 1,2m de altura; outras duas bases pequenas ao centro, contendo duas câmeras cada foram posicionadas ao lado uma da outra, com uma câmera a 1,5m e outra a 1,2m de altura; e uma base na extremidade esquerda com duas câmeras fixadas ao lado uma da outra a 1,85m de altura, o posicionamento das câmeras é mostrado na Figura 5.

A calibração das câmeras para a captação dos movimentos é necessária antes da realização dos testes. O objetivo principal dessa calibração é a reconstrução tridimensional, sendo realizada por meio de um software próprio que foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica, da Universidade Federal de Uberlândia (Furtado, 2013). Essa calibração maximiza a precisão e diminui o erro de projeção dos pontos tridimensionais.

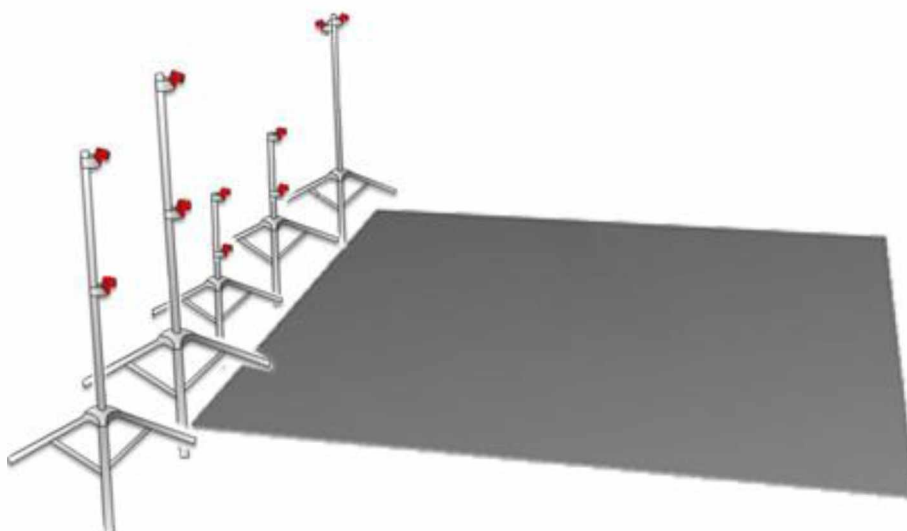


Figura 5 - Posicionamento das câmeras (Arquivo Pessoal).

A Figura 6 mostra o posicionamento dos três marcadores esféricos reflexivos, compostos por esferas plásticas de 10 mm de diâmetro e recobertas por fita retro reflexível, posicionados ao longo de uma barra olímpica de 2,2 m de comprimento utilizada para a realização do movimento de supino (Eleiko®, Suécia).



Figura 6 - Posicionamento dos marcadores reflexivos ao longo da barra (Silva, 2015).

3.3 - Protocolo de Coleta

Inicialmente, os voluntários foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa. Caso fosse de seu consentimento a participação na mesma, deveria ser assinado um termo de consentimento livre e esclarecido. Uma via do termo foi entregue ao voluntário e a outra ao pesquisador responsável. Posteriormente, os mesmos receberam instruções e normas para a realização do teste.

Foi realizado um aquecimento executando o movimento supino reto poucos minutos antes da realização dos testes com o objetivo de evitar quaisquer danos musculares ou articulares devido às altas cargas envolvidas.

Após o aquecimento e antes da colocação dos eletrodos, a pele foi cuidadosamente esfoliada com papéis abrasivos de lixa fina e limpa com álcool 70% para reduzir a impedância da pele.

Os eletrodos eram ativos simples diferenciais de Ag/AgCl e foram posicionados, de acordo com (Silva, 2015), nos músculos Peitoral Maior (PM) (parte clavicular), Deltoide Anterior (DA), Tríceps Braquial (cabeça longa) (TB). As Figuras 7 e 8 mostram o posicionamento dos eletrodos de ambos os membros superiores de acordo com as recomendações estabelecidas pelo SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) desenvolvidas pela ISEK (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*). O eletrodo de referência foi posicionado no acrômio direito. Para a aquisição dos dados, os eletrodos de superfície ativos foram colocados sobre o ventre dos músculos, alinhados de acordo com a orientação das fibras musculares. A distância entre os eletrodos foi de 2 cm e um eletrodo de referência foi fixado no Acrômio direito.

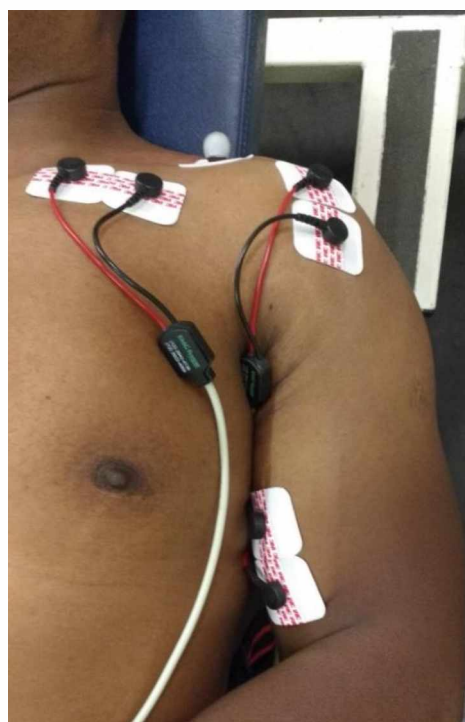


Figura 7 - Posicionamento dos eletrodos no músculo deltoide anterior, bíceps braquial (cabeça longa) e peitoral maior (parte clavicular) (Arquivo Pessoal).

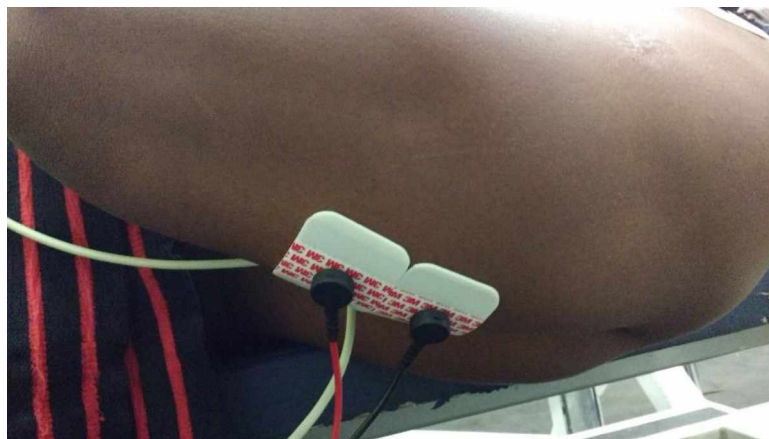


Figura 8 - Posicionamento do eletrodo no músculo tríceps braquial (Arquivo Pessoal).

Após a colocação dos eletrodos, os voluntários deram início ao teste de força no movimento de supino reto da mesma forma como ocorre em uma competição. O movimento teve início com a descida da barra, ocorrendo uma contração excêntrica onde o atleta sai da posição inicial, levando a barra ao peito, ocorrendo uma pequena parada, seguida da fase concêntrica, havendo a subida da barra, dada pela extensão completa dos cotovelos (Sakamoto e Sinclair, 2006).

A carga definida para a coleta foi de 95% da maior carga validada em competições realizadas no ano da coleta. O movimento deveria ser realizado três vezes, em cada movimento eram coletados os dados cinemáticos e eletromiográficos, tendo um intervalo de cinco minutos entre as tentativas com a finalidade de evitar a fadiga muscular.

O deslocamento da barra foi mensurado por meio de três marcadores localizados 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, com o auxílio de um sincronizador. Os sinais eletromiográfico brutos foram inspecionados a cada coleta com o objetivo de determinar sua qualidade.

Para ser validado, o movimento do supino deveria ser completado em todas as suas fases (excêntrica e concêntrica). Assim, dos onze atletas iniciais, restaram três mulheres (inicialmente nove sinais de EMG e nove sinais de deslocamento da barra) e seis homens (inicialmente 18 sinais de EMG e dezoito sinais de deslocamento da barra), pois dois dos atletas não conseguiram completar nenhuma das três tentativas. Todas as

mulheres restantes completaram os três movimentos, obtendo-se assim nove amostras dos sinais coletados das atletas. As amostras dos sinais dos atletas masculinos foram reduzidas a quinze amostras, pois três atletas falharam em uma tentativa, podendo-se validar apenas 2 movimentos destes atletas.

3.4 - Análise e Processamento de dados

A cinemetria foi utilizada para a reconstrução do movimento realizado no teste, com objetivo de separar as fases e as “subfases” da fase excêntrica, conforme definidas por Madsen e McLaughlin (1984). Os dados obtidos na EMG foram avaliados juntamente com os dados da cinemetria. Para efeito de comparação, os dados de EMG foram normalizados pelo pico do sinal EMG.

Para a análise dos dados foram utilizados os softwares MatLab e Excel. Para a análise no software MatLab foi desenvolvida uma rotina capaz de calcular parâmetros como a Média, desvio-padrão, RMS, Frequência Média, Frequência de pico, F50, F80, Coeficiente de Variação (CV) e Entropia.

Inicialmente, os parâmetros dos dados de EMG, foram calculados para caracterizar os movimentos nos três períodos estudados (TVi-TVf, TVi-TVdown; TVdown-TVf), afim de adquirir as informações julgadas importantes para explicação do movimento.

Neste ponto, foi notado que havia uma diferença importante entre os parâmetros calculados para os dados de EMG adquiridos dos atletas masculinos e femininos. Assim, apesar do número pequeno das amostras e da diferença de amostras dos gêneros masculino e feminino, 15 e 9 respectivamente, os atletas foram separados em dois grupos (masculino e feminino). Após ser realizado o teste de normalidade, a mesma não foi confirmada em alguns parâmetros. Assim, para que todos os parâmetros estivessem sujeitos ao mesmo padrão de comparação, foi utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon para verificação da diferença estatística dos parâmetros entre os gêneros.

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS

4.1 - Valores Antropométricos

Os valores antropométricos dos atletas estão representados na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores antropométricos dos atletas paralímpicos.

Atleta	Gênero	Idade (anos)	Massa (Kg)
1	F	23	74,7
2	M	25	60,55
3	F	43	102
4	M	30	79,3
5	M	21	50,35
6	M	41	100,5
7	F	47	81,6
8	M	18	98,8
9	M	19	75

4.2 - Subfases na Fase Excêntrica

Foram também observados os valores da curva de velocidade, mostrada na Figura 9, onde a mesma mostrou duas subfases do movimento excêntrico, de acordo com Madsen e McLaughlin (1984), sendo definidas em três pontos, Tempo onde ocorre o início do movimento excêntrico (TVi), Tempo onde a barra atinge o maior pico negativo da velocidade (TVdown), Tempo onde a fase excêntrica é finalizada (TVf), representados na Figura 9.

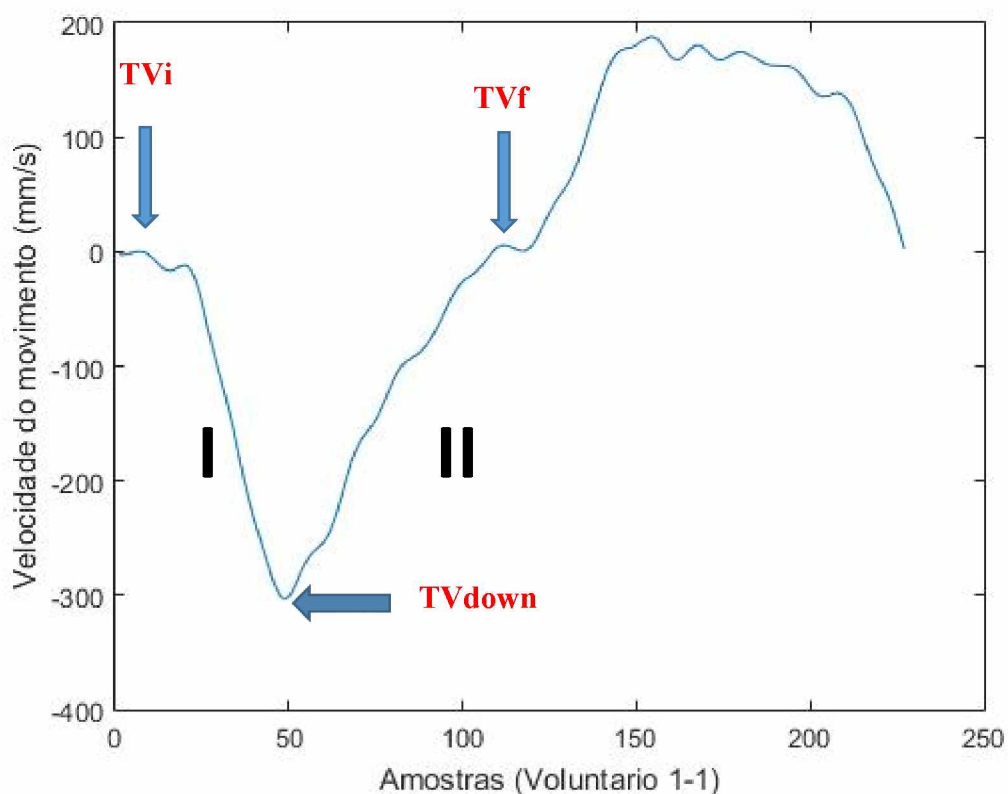


Figura 9 – Velocidade do movimento Supino Reto.

A Tabela 4 apresenta os valores médios e o desvio-padrão das atividades musculares durante os três períodos encontrados no movimento supino reto da fase excêntrica sem separação de gêneros, sendo divididas em: Movimento Completo (TVi – TVf); Subfase I (TVi – TVdown); e Subfase II (TVdown – TVf). Estes valores podem caracterizar a atividade muscular, por meio dos parâmetros calculados, dos atletas paralímpicos. As Tabelas 5 e 6 apresentam os mesmos parâmetros apresentados na Tabela 4, porém para o gênero masculino e feminino respectivamente.

Tabela 4 – Média e desvio-padrão dos parâmetros calculados do sinal EMG dos atletas paralímpicos.

Movimento Completo							
		TD	DD	PD	TE	DE	PE
Entropia	Media	0,1579	0,1380	0,1232	0,1466	0,1271	0,1349
	Desvio Padrão	0,0249	0,0240	0,0246	0,0348	0,0297	0,0373
Freq Media	Media	95,54608	84,33539	73,59314	91,42148	77,1873	79,45146
	Desvio Padrão	11,0051	11,52327	13,53694	15,50453	15,67697	20,07404
CV	Media	0,950074	0,868442	0,834216	1,080338	0,872468	0,814185
	Desvio Padrão	0,167184	0,125161	0,091034	0,368773	0,110756	0,058845
RMS	Media	0,237698	0,281305	0,27548	0,206534	0,27898	0,273059
	Desvio Padrão	0,059669	0,064096	0,083442	0,0696	0,047422	0,06938
Freq Pico	Media	68,16676	65,05215	56,10326	69,21741	64,17697	51,57416
	Desvio Padrão	18,57934	17,40396	17,18708	29,06214	32,61429	18,87451
F50	Media	86,29849	76,0609	64,65471	82,4751	69,6265	68,83622
	Desvio Padrão	11,76186	10,07562	12,68667	17,74551	14,64243	20,21699
F80	Media	134,299	115,9906	100,4609	130,842	105,4113	111,8501
	Desvio Padrão	16,40118	24,45828	22,38538	25,11282	30,58824	32,23562
Tvi - Tvdown							
Entropia	Media	0,155312	0,130705	0,117081	0,147785	0,125915	0,129989
	Desvio Padrão	0,033736	0,025202	0,026059	0,033252	0,031231	0,038404
Freq Media	Media	90,95323	77,47888	69,18111	91,42759	73,83765	75,30702
	Desvio Padrão	17,96493	13,05431	15,76733	17,22669	15,49881	21,12096
CV	Media	0,92503	0,842367	0,80587	1,016498	0,835359	7,88E-01
	Desvio Padrão	0,23061	0,125014	0,116123	0,30489	0,104984	6,62E-02
RMS	Media	0,249099	0,303269	0,322517	0,216745	0,313942	0,310867
	Desvio Padrão	0,07447	0,067783	0,077313	0,069036	0,060414	0,08021
Freq Pico	Media	59,31822	47,45405	47,63906	68,54581	53,60435	54,38159
	Desvio Padrão	32,48398	19,8491	21,31775	28,34487	21,99403	27,88699
F50	Media	81,20028	68,12667	5,93E+01	83,18918	64,55356	63,92115
	Desvio Padrão	20,47141	14,02448	1,74E+01	21,53655	15,18434	22,66118
F80	Media	131,4812	110,448	97,53255	133,043	103,1801	107,8778
	Desvio Padrão	26,74436	26,15233	25,7261	24,66089	31,86522	32,6896
Tvdown - Tvf							
Entropia	Media	0,159394	0,141308	0,125431	0,147265	0,126632	0,13642
	Desvio Padrão	0,020224	0,021813	0,025	0,035956	0,03045	0,03455
Freq Media	Media	95,78974	85,76217	74,43728	90,444	76,59972	80,29736
	Desvio Padrão	9,89138	10,7542	13,35227	15,35605	17,04652	18,51476
CV	Media	0,899499	0,823522	0,808419	1,02399	0,83396	0,792935
	Desvio Padrão	0,142438	0,112333	0,088409	0,387218	0,108529	0,063984
RMS	Media	0,26827	0,311827	0,304445	0,22918	0,310983	0,292385
	Desvio Padrão	0,072127	0,064328	0,077018	0,067313	0,05088	0,055681
Freq Pico	Media	71,2682	69,02083	5,76E+01	65,29609	53,09504	60,74145
	Desvio Padrão	16,46509	17,94432	1,32E+01	28,46096	14,70419	15,78527
F50	Media	87,31987	77,32938	66,16243	81,03316	69,29559	71,5129
	Desvio Padrão	11,79194	9,854687	11,95534	17,53522	16,274	17,5233
F80	Media	134,7947	117,1246	101,0908	129,2313	103,5867	111,8503
	Desvio Padrão	16,67863	23,44692	22,34094	25,47878	31,98494	33,15523

Onde: TD – Tríceps braquial direito; DD – Deltoide anterior direito; PD – Peitoral maior direito; TE – Tríceps braquial esquerdo; DE – Deltoide anterior esquerdo; PE – Peitoral maior esquerdo.

Tabela 5 – Média e desvio-padrão dos parâmetros calculados do sinal EMG dos atletas masculinos paralímpicos.

Movimento Completo							
		TD	DD	PD	TE	DE	PE
Entropia	Media	0,15	0,14	0,13	0,15	0,14	0,15
	Desvio Padrão	0,026327	0,027488	0,021765	0,032116	0,033021	0,0344
Freq Media	Media	91,75	87,11	79,75	93,33	82,79	88,73
	Desvio Padrão	10,88323	12,69094	12,42465	16,09411	16,38051	19,2233
CV	Media	0,96	0,85	0,82	1,00	0,89	0,80
	Desvio Padrão	0,190049	0,143825	0,098435	0,213646	0,134615	0,057701
RMS	Media	0,27	0,31	0,29	0,23	0,29	0,29
	Desvio Padrão	0,045864	0,055157	0,096928	0,072362	0,05099	0,075803
Freq Pico	Media	65,45	69,76	55,77	74,69	73,42	57,41
	Desvio Padrão	15,15251	17,46511	19,69594	27,93697	37,72165	19,51479
F50	Media	81,75	78,78	69,88	84,85	74,76	75,83
	Desvio Padrão	9,891941	10,43152	12,85128	16,60859	15,10755	22,26919
F80	Media	129,78	121,12	112,52	131,03	115,27	129,22
	Desvio Padrão	17,39439	28,1097	17,88356	29,04521	33,71039	27,38198
Tvi - Tvdown							
Entropia	Media	0,1436	0,1364	0,1269	0,1500	0,1337	0,1449
	Desvio Padrão	0,03569	0,029024	0,026587	0,030371	0,03705	0,041088
Freq Media	Media	84,1182	80,4780	74,7267	91,2233	77,1536	82,5976
	Desvio Padrão	18,03886	14,61639	16,94938	18,24852	18,53128	23,37423
CV	Media	0,9470	0,8198	0,8068	0,9287	0,8487	0,7778
	Desvio Padrão	0,283729	0,139182	0,126392	0,129765	0,127928	0,076852
RMS	Media	0,2652	0,3110	0,3283	0,2415	0,3052	0,3197
	Desvio Padrão	0,082048	0,070107	0,07761	0,071944	0,059099	0,094389
Freq Pico	Media	47,4245	49,6777	53,2578	74,8524	50,5313	60,3326
	Desvio Padrão	25,30015	22,7594	23,65121	30,25522	24,43978	33,15381
F50	Media	72,9565	70,9432	64,6510	83,1929	65,7031	69,0606
	Desvio Padrão	19,76609	14,38332	19,78411	20,99574	18,44076	27,05369
F80	Media	122,5486	117,6072	106,3344	130,7505	111,8655	120,5810
	Desvio Padrão	28,45784	29,85147	26,5004	25,76846	37,24551	34,46761
Tvdown - Tvf							
Entropia	Media	0,1543	0,1453	0,1381	0,1556	0,1377	0,1568
	Desvio Padrão	0,021275	0,024556	0,020637	0,030593	0,031214	0,024749
Freq Media	Media	93,5094	88,1073	80,9821	92,7083	82,9317	90,7561
	Desvio Padrão	9,666105	11,48251	11,34895	15,65629	16,64616	13,90173
CV	Media	0,8820	0,8087	0,7891	0,8885	0,8320	0,7797
	Desvio Padrão	0,143802	0,127125	0,0987	0,157779	0,125852	0,056647
RMS	Media	0,3077	0,3402	0,3111	0,2614	0,3248	0,3096
	Desvio Padrão	0,054242	0,052826	0,090978	0,059941	0,047509	0,055375
Freq Pico	Media	67,6121	70,0077	56,5279	72,5381	54,0685	64,2224
	Desvio Padrão	15,32075	19,88136	14,99772	26,61974	14,50902	17,32717
F50	Media	83,3379	80,2599	71,8503	83,7401	75,3852	80,7245
	Desvio Padrão	10,61095	9,542307	10,93345	16,02214	15,25367	14,50758
F80	Media	131,0732	121,0057	113,5939	130,9886	113,9797	131,0478
	Desvio Padrão	16,62903	27,16446	17,01713	29,90543	33,97746	25,12851

Onde: TD – Tríceps braquial direito; DD – Deltoide anterior direito; PD – Peitoral maior direito; TE – Tríceps braquial esquerdo; DE – Deltoide anterior esquerdo; PE – Peitoral maior esquerdo.

Tabela 6 – Média e desvio-padrão dos parâmetros calculados do sinal EMG das atletas femininas paralímpicas.

Movimento Completo							
		TD	DD	PD	TE	DE	PE
Entropia	Media	0,171343	0,129903	0,103681	0,137276	0,111047	0,1041
	Desvio Padrão	0,015777	0,014797	0,015143	0,038981	0,012974	0,0149
Freq Media	Media	101,8666	79,7129	63,33137	88,2336	67,85561	63,9889
	Desvio Padrão	8,307389	7,838532	8,194025	14,81704	8,959608	9,0268
CV	Media	0,930741	0,895204	0,858851	1,219562	0,845229	0,842365
	Desvio Padrão	0,128365	0,086884	0,076006	0,52556	0,047111	0,051957
RMS	Media	0,187093	0,238046	0,255464	0,164307	0,256364	0,23845
	Desvio Padrão	0,044108	0,055849	0,053429	0,03942	0,031539	0,040343
Freq Pico	Media	72,69966	57,19791	56,65267	60,10177	48,77331	41,84117
	Desvio Padrão	23,52965	15,03292	13,03235	30,21336	11,87049	13,68384
F50	Media	93,88053	71,52263	55,95313	78,5169	61,07229	57,17503
	Desvio Padrão	11,09125	8,022673	6,11738	19,85991	9,234248	7,903457
F80	Media	141,8323	107,4379	80,36109	130,5229	88,98835	82,90533
	Desvio Padrão	11,90515	14,3321	12,40097	18,34677	14,69005	12,93735
Tvi - Tvdwn							
Entropia	Media	0,174769	0,121137	0,1007	0,144142	0,112877	0,1051
	Desvio Padrão	0,019016	0,013675	0,01524	0,039253	0,009803	0,0132
Freq Media	Media	102,345	72,48038	59,93853	91,76804	68,31106	63,15597
	Desvio Padrão	11,17285	8,432208	7,631683	16,43801	5,888138	7,786916
CV	Media	0,883877	0,884762	0,804333	1,181072	0,810428	0,808371
	Desvio Padrão	0,093353	0,09189	0,10396	0,453297	0,041716	0,043482
RMS	Media	0,222341	0,290442	0,312954	0,175525	0,328518	0,296163
	Desvio Padrão	0,053616	0,065665	0,080494	0,039822	0,063234	0,050164
Freq Pico	Media	79,14111	43,74792	38,27448	58,03482	58,72613	44,46322
	Desvio Padrão	34,73112	14,19524	13,02949	22,56298	17,26979	11,62806
F50	Media	94,93998	63,43251	50,3967	83,18298	62,63773	55,35543
	Desvio Padrão	13,46574	12,79724	6,181772	23,70768	7,82031	7,96862
F80	Media	146,3688	98,516	82,86288	136,8638	88,70437	86,70591
	Desvio Padrão	15,4979	12,27303	16,92437	23,66764	10,69688	13,65194
Tvdwn - Tvf							
Entropia	Media	0,167873	0,134591	0,104335	0,133349	0,108169	0,1024
	Desvio Padrão	0,015948	0,015218	0,015831	0,041597	0,018629	0,0167
Freq Media	Media	99,59039	81,85365	63,52931	86,6702	66,04636	62,86614
	Desvio Padrão	9,580114	8,617999	8,543762	14,94506	12,24911	10,02063
CV	Media	0,932317	0,851338	0,844629	1,277954	0,837613	0,817807
	Desvio Padrão	0,146485	0,085667	0,063573	0,551642	0,078363	0,072524
RMS	Media	0,202568	0,264608	0,293422	0,175508	0,287971	0,263743
	Desvio Padrão	0,045142	0,054773	0,048483	0,03942	0,050394	0,045507
Freq Pico	Media	77,36173	67,37606	59,33751	53,22613	51,47264	54,93989
	Desvio Padrão	17,37253	15,13794	9,997469	28,74938	15,76322	11,41879
F50	Media	93,95642	72,44517	56,68259	76,52156	59,14618	56,16022
	Desvio Padrão	11,11095	8,770287	6,321972	19,95339	12,99325	9,49862
F80	Media	140,9973	110,6561	80,25225	126,3024	86,26519	79,85454
	Desvio Padrão	15,70318	14,6253	12,10589	16,90654	19,51527	14,5828

Onde: TD – Tríceps braquial direito; DD – Deltoide anterior direito; PD – Peitoral maior direito; TE – Tríceps braquial esquerdo; DE – Deltoide anterior esquerdo; PE – Peitoral maior esquerdo.

A Tabela 7 apresenta os valores e os pontos onde foram apresentadas diferenças estatísticas entre os gêneros masculino e feminino.

Tabela 7 - Resultado do teste de Wilcoxon para verificação de diferença estatística entre os gêneros masculino e feminino ($p \leq 0,05$).

Movimento Completo						
	TD	DD	PD	TE	DE	PE
Entropia	0,0212		0,0005			0,0007
Freq Media			0,0163		0,0206	
CV						0,0476
RMS	0,0002	0,0101		0,0148		0,0297
Freq Pico					0,0349	0,0297
F50	0,0122		0,0101			0,0409
F80			0,0001			0,0002
Tvi - Tvdwn						
	TD	DD	PD	TE	DE	PE
Entropia	0,0251		0,0251			0,0083
Freq Media			0,0494			
CV						
RMS				0,0212		
Freq Pico	0,0067					
F50	0,0054					
F80	0,0177		0,0476			0,0177
Tvdwn - Tvf						
	TD	DD	PD	TE	DE	PE
Entropia			0,0007		0,0251	0
Freq Media			0,0206		0,0163	0,0128
CV						
RMS	0,0001	0,0067		0,001	0,0409	
Freq Pico						
F50	0,0409		0,001		0,0297	0,0001
F80			0,0001			0

TD – Tríceps braquial direito;
 DD – Deltoide anterior direito;
 PD – Peitoral maior direito;
 TE – Tríceps braquial esquerdo;
 DE – Deltoide anterior esquerdo;
 PE – Peitoral maior esquerdo.

4.3 - Análise dos Valores RMS

A partir dos valores observados na Tabela 4, percebe-se que durante o movimento supino reto fase excêntrica, os maiores valores de RMS foram encontrados nos músculos DD e PD. Os menores valores de RMS foram encontrados no músculo TE em todos os

três períodos analisados. Nos atletas masculinos os músculos mais ativados foram DD, PD e PE. Nos atletas femininos os músculos mais ativados foram o PD e o PE.

Quanto as diferenças estatísticas entre os gêneros, foram encontradas diferenças nos valores RMS dos músculos TD, DD, TE e PE no período de movimento completo. Já no período da Sub-fase I (TVi – TVdown) houve diferença significativa apenas no músculo TE; e na Sub-fase II (TVdown – TVf) foram encontradas diferenças significativas nos músculos TD, DD, TE e DE.

4.4 - Análise das frequências

Na análise das frequências, os valores apresentados demonstram que a Fmed na Subfase I (TVi – TVdown) é menor quando comparada aos demais períodos e em todos os gêneros, exceto no músculo TD no gênero feminino. Houve diferença significativa de PD nos três períodos analisados. No movimento completo (TVi – TVf), foi encontrada diferença significativa também no músculo DE. Na Subfase II (TVdown – TVf) houve diferença significativa nos músculos DE e PE.

Em relação aos valores obtidos na Fpico, houve diferenças significativas nos músculos DE e PE, no período do movimento completo (TVi – TVf) e o músculo TD na Subfase I (TVi – TVdown), comparando-os com os demais músculos avaliados.

Nas medidas analisadas de F50, houve diferenças significativas os músculos TD, PD e PE no período de movimento completo (TVi – TVf); na Subfase I (TVi – TVdown) houve diferença no músculo TD; na Subfase II (TVdown – TVf) houve diferença estatística nos músculos TD, PD, DE e PE.

Nos valores de F80 foram encontradas diferenças significativas nos músculos PD e PE em todos os três períodos, e no músculo TD na Subfase I (TVi – TVdown).

4.5 - Análise da Entropia

Por meio da análise da Entropia verificou-se que houve diferenças estatisticamente significantes nos músculos TD, PD e PE no movimento completo (TVi – TVf) e na Subfase I (TVi – TVdown). Já na Subfase II (TVdown – TVf) foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos músculos PD, DE e PE.

4.6 - Correlação de velocidade de movimento e características do sinal eletromiográfico na Fase Excêntrica

Para a verificação da correlação linear dos valores médios da velocidade do movimento completo (TVi - TVf) obtidos nos testes realizados pelos atletas paralímpicos, foi utilizado a função “CORREL” do Microsoft Excel que retorna o coeficiente de Spearman. Os valores determinados por esse coeficiente podem demonstrar uma relação forte ($\rho \geq 0,7$), moderada (ρ entre 0,4 e 0,69) ou fraca ($\rho \leq 0,39$) (Dancey et al., 2006).

Os resultados encontrados estão representados na Tabela 8.

Tabela 8 - Valores da Correlação entre a média das velocidades de cada atleta e média das variáveis RMS, Fmédia, F50, F80, Fpico e Entropia no movimento completo (TVi – TVf) na fase excêntrica do supino reto de cada atleta (sem separação de gêneros).

MOVIMENTO	TB	DA	PM	TB	DA	PM
COMPLETO	DIREITO	DIREITO	DIREITO	ESQUERDO	ESQUERDO	ESQUERDO
RMS	0,17	0,17	-0,08	0,16	0,18	-0,04
FMED	0,13	0,12	-0,08	0,37	0,12	-0,05
F50	-0,20	-0,14	-0,25	-0,03	-0,08	0,15
F80	-0,10	0,10	0,37	0,16	-0,03	0,30
FPICO	-0,64*	-0,07	-0,12	0,41	0,28	0,23
ENTROPIA	0,02	0,14	0,01	0,31	0,15	-0,05

CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO

Na Subfase I (período de TVi – TVdown) a duração do movimento é menor quando comparado a Subfase II (período de TVdown – TVf), o que explica o fato de se ter utilizado mais o músculo Peitoral maior do que os demais músculos, visto que o mesmo tem uma função de desacelerar o movimento durante a abdução horizontal do ombro, podendo ser influenciado pela postura de decúbito dorsal, a favor da gravidade (Silva, 2001). Já quando se tem um movimento mais lento, constatada na Subfase II, também há um aumento da força (torque), explicando assim a maior utilização do músculo Deltoide anterior quando comparado aos demais músculos. Por essa subfase ser mais longa do que a primeira, pode-se explicar que durante o período do movimento completo da fase excêntrica (período de TVi – TVf) houve uma maior ativação do Deltoide anterior.

Em todos os três períodos o músculo com menor ativação muscular foi o Tríceps braquial direito. De acordo com Tillar e Ettema (2009), os resultados encontrados no seu estudo demonstraram que o Tríceps braquial possui um valor RMS inferior aos dos demais músculos, quando o movimento é realizado por indivíduos treinados e sem nenhuma patologia, indo de encontro aos resultados encontrados neste estudo.

De acordo com o estudo de Norwood et. Al. (2007), quanto maior a instabilidade durante a execução de um movimento, mais significativos serão os resultados em EMG, resultando maior ativação muscular através da ativação dos músculos sinérgicos e de estabilização. Durante os testes foram realizados movimentos idênticos aos de competição, onde os atletas devem permanecer o tempo todo com os seus membros inferiores amarrados ao banco de competição, podendo causar uma maior instabilidade corporal, justificando assim os valores de RMS encontrados nos testes realizados.

A análise das frequências possibilita a identificação do ponto da fadiga muscular, atrofia de fibras do tipo II, variação na velocidade de condução na fibra muscular, e o tipo de fibra predominante em cada músculo (Pizzato et.al., 2007).

Nos resultados encontrados, observa-se que o músculo Peitoral maior direito teve suas frequências maiores que os demais músculos, tanto na Fmed quanto na Fpico. Sabe-se que em indivíduos com deficiência física, a hipertrofia muscular é mais difícil que em

indivíduos hígidos. Nesse caso, a possibilidade dos mesmos possuírem mais fibras de resistência (fibras tipo I) do que fibras de velocidade (fibras do tipo II) é maior.

A Entropia aproximada tem como objetivo quantificar a regularidade de um sinal. Sistemas com uma taxa de entropia baixa são sistemas com baixo nível de complexidade, podendo ser considerado um sinal não caótico. Já uma medida alta da taxa de entropia significa que esse sinal é caótico (Pincus, 1995). Neste caso, os resultados encontrados mostram que o sinal é pouco caótico. A diferença significativa do sinal eletromiográfico, em relação a Entropia, dos músculos Peitoral maior direito e Peitoral maior esquerdo nos três períodos pode ser explicada pelo fato de que quanto mais complexo (caótico) for o sinal, maior será o valor da entropia (Correa et. al, 2010).

Existe também uma correlação negativa moderada entre Fpico e o músculo TD de acordo com a velocidade de movimento, indicando que essas variáveis são inversamente proporcionais, ou seja, quanto maior for a velocidade do movimento executada pelo atleta, menor será a ativação do músculo, neste caso do músculo Tibial braquial direito, aumentando consequentemente sua Fpico. A explicação desta correlação está no fato de que o músculo Tibial braquial é utilizado para desacelerar o movimento.

CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO

Ainda existem poucos estudos científicos relacionados à fase excêntrica do exercício supino reto. O objetivo deste trabalho foi caracterizar o movimento supino reto. Posteriormente, foi verificada indícios de diferenças nos aspectos eletromiográficos e cinemáticos comparando os gêneros de atletas de alto rendimento.

De acordo com os resultados, podemos afirmar que:

- a) Na Subfase I utiliza-se mais o músculo Peitoral maior, e na Subfase II assim como no movimento completo da fase excêntrica, a utilização é maior do músculo Deltoide anterior;
- b) O músculo Tibial braquial teve menor ativação durante todos os períodos avaliados na execução do exercício;
- c) Por ter uma hipertrofia muscular mais demorada, acredita-se que os atletas paralímpicos utilizam mais de fibras de resistência (fibras tipo I), justificando assim o valor de frequência média, frequência de pico, F50 e F80;
- d) Existiu diferença significativa no músculo Peitoral maior, no movimento completo, em todas as variáveis apresentadas, com exceção da Fmed;
- e) No que se diz respeito a Entropia, encontrou-se que os valores obtidos são resultados não caóticos;
- f) Encontrou-se correlação moderada entre a variável Fpico e o músculo Tibial direito, de acordo com a velocidade de execução do movimento.

Esse estudo se torna de extrema importância pois trata de um assunto pouco abordado na literatura científica, e seus resultados podem auxiliar em diferentes tipos de treinamento da fase excêntrica, buscando assim a melhoria da performance e melhores resultados em competições.

6.1 Limitações do Estudo

Para este estudo, houve dificuldade de encontrar um número maior de amostra, visto que no município de Uberlândia não são encontrados atletas de alto nível que se encaixam nos propósitos da pesquisa. Sendo assim, seria necessário um deslocamento desses atletas até nossos laboratórios.

A carência de artigos científicos que utilizam desses testes ou de atletas paralímpicos também não foi suprida para a elaboração do mesmo.

Existe uma lacuna muito grande em relação a movimentos na fase excêntrica.

6.2 Trabalhos Futuros

Acreditamos que ainda é necessário continuar com as pesquisas envolvendo atletas paralímpicos comparando-os com atletas hígidos com o intuito de promover uma melhoria no quadro de treinamento dos mesmos, buscando assim novos e melhores resultados. Para isso se faz importante estudos envolvendo outros grupos musculares como análise de bíceps, análise de musculatura envolvendo o tronco (abdômen, eretores da espinha, oblíquos, entre outros), pois existe diferença no desenvolvimento do movimento supino reto quando comparado estes dois grupos de atletas.

Seria interessante também utilizar desse procedimento metodológico juntamente com a medida de lactato para analisar fadiga muscular e correlacionar com as frequências aqui medidas.

Outro fator importante é a quantidade de voluntários, realizando esses testes em uma amostra maior.

Outro procedimento metodológico para pesquisas futuras seria sincronizar os testes aqui realizados com um período de treinamento, realizando assim uma avaliação de comparação pré e pós o mesmo.

CAPÍTULO 7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Albert, M. Treinamento excêntrico em esportes e reabilitação. São Paulo, SP: Manole, 2002.
- Almeida, M.A.F. Filtragem de Sinais Biomédicos. Tese de Mestrado, PGEEL, UFSC. Florianópolis, Brasil. 1997
- Amadio, A.C, Baumann, W. Kinetic and Electromyographical analysis of the triple jump (in) *Techniques in Athletics - Conference Proceedings*, pp.751-752, Köln, Sport und Buch Strauss, 1990.
- Amadio, A.C. Biomechanische Analyse des Dreisprungs. Köln, 275p. Dissertation (Doktor der Sportwissenschaften) - Deutsche Sporthochschule Köln, 1985.
- Amadio, A.C. Serrão, J.C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Rev. bras. Educ. Fís. Esp.*, São Paulo, v.21, p.61-85, dez. 2007.
- Amadio, A.C: Metodologia Biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. (In) Amadio, A.C.; Barbantini, V.J., (Orgs) *A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. Pág. 45-70, São Paulo, Editora Estação Liberdade, 2000.
- Aminoff MJ. *Electromyography in clinical practice: electrodiagnostic aspects of neuromuscular disease*. New York: Churchill Livingstone. 1987
- Aminoff, M.J. *Electromyography in clinical practice: electrodiagnostic aspects of neuromuscular disease*. New York: Churchill Livingstone. 1987.
- Bartlett, R. *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns*. 2nd Ed. by Routledge. 1997.
- Basmajian, J. V.; DeLuca, C. J. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins. 5th ed. 1985
- Bittencourt, N. *Musculação: uma abordagem metodológica* (2ª Ed.). Rio de Janeiro: Editora Sprint. 1984
- Ceseracciu, E., Sawacha, Z., e Cobelli, C. Comparison of Markerless and Marker-Based Motion Capture Technologies through Simultaneous Data Collection during Gait: Proof of Concept, *PLoS ONE*, Vol.9, pp. e87640. 2014.
- Clarys, J. P. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10), pp. 1750-1762, 2000.
- Colliander, E. B. and Tesch, P.A. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiol Scand*. 140:31-39, 1990.
- COMITÊ ORGANIZADOR DOS JOGOS PARAPANAMERICANOS. Cartilha para professores: Jogos Parapanamericanos 2007, Rio de Janeiro, 2007.
- Correa, P.R, Catai, A.M., Takakura, I.T., Machado, M.N., Godoy, M.F. Variabilidade da frequência cardíaca e infecções pulmonares pós revascularização miocárdica. *Arq. Bras. Cardiol.* vol.95 no.4 São Paulo Oct. 2010.
- CPB Halterofilismo 2014. Disponível em: <http://www.cpb.org.br/modalidades/halterofilismo/> Acesso em 04 de junho de 2016.

- Delsys. Neuromuscular Reserach Center. Boston University. Disponível em: <<http://www.delsys.com/library/papers>>. Acesso em: 01 de julho de 2016.
- DeLuca, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163. 1997.
- DeLuca, C.J. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signal. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 26 (6), 313-25. 1979.
- Dudley, G., Tesch, P.A., Miller, B.J., and Buchanan. P.. Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. *Aviat Space Environ Med*. 62:543-550, 1991.
- Edstrdm, L., and Kugelberg, E. Properties of motor units in the rat anterior tibial muscle. *Acta physiol. scand.*, 73. 1968
- Enoka, R.M. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol*. Vol. 81. Num. 6. p. 2339-2346. 1996.
- Enoka, R.M.. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo,SP: Manole, 2000.
- Farina, D.; Merletti, R. Comparasion of Algorithms for Estimation of EMG Variables During Voluntary Isometric Contractions. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. v. 10, 337-349. 2000.
- Farthing, J. P. and Chilibeck, P.D. The effects of concentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol*. 89:578-586, 2003.
- Fleck, S. J., Kraemer, W. J. Fundamentos do treinamento de força muscular. Artmed. 1999.
- Fleck, S.J., Kraemer, WJ.. Fundamentos do Treinamento de Força Muscular. 2ª edição. Artmed: Porto Alegre, 2006
- Freemans, S. et al. Quantifying muscle patterns and spnie load during various forms of the push-up. *Medicine and science in sports and exercise*. V. 38, n. 3, p 570=577, 2006
- Freitas, O.S. Educação Física e Esporte para Deficientes: Coletânea. Uberlandia: UFU. 2000.
- Freitas, P.S.; Cidade, R.E.A. Noções sobre educação física e esporte para pessoas portadoras de deficiência: uma abordagem para professores de 1º e 2º graus. Gráfica Breda. Uberlândia, 1996.
- Fry, A.C. The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Med*. Vol.34. Num.10.p. 663-679. 2004.
- Furtado et al.: A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras. *BioMedical Engineering OnLine*. 12:17. 2012.
- García-Massó, X., Colado, J.C., González, L.M., Salvá, P., Alves, J, Tella, V., and Triplett, N.T. Myoelectric activation and kinetics of different plyometric push-up exercises. *National Strength & Conditioning Association (U.S.) - The J. Strength Cond. Res.*, 25(7): pp. 2040-2047, 2011.
- Godoy, E. S. Musculação: Fitness. Rio de Janeiro: Sprint. 1994
- Gonzalez-izal, M. et al. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v. 20, n. 2, p. 233-240. 2010.

- Gratiela-Flavia, D., Rusu, F., Grusu, E. Surface Electromyography in Biomechanics: Applications and Signal Analysis Aspects. *Journal of Physical Education on Sport* vol. 25, no 4, December, 2009.
- Guirro, R.R.J.; Forti, F.; Bigaton, D. R. Proposta de isolamento do módulo de aquisição de sinais. *Anais do XI CBB*. CD-ROM, 2005.
- Guyton, A. C., Hall, J. E., & Guyton, A. C. *Tratado de fisiologia médica*. Elsevier Brasil. 2006.
- Hather, B. M., Tesch, P.A, Buchanan, P, and Dudley, G.A. Influence of eccentric actions on skeletal muscle adaptations to resistance training. *Acta Physiol Scand*. 143:177-185, 1991.
- Hermens, H. J. et al. Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. *J. Electromyography and Kinesiology*. v.10, 361-374. 2000.
- Higbie, E. J., Cureton, K.J., Warren, G.L., and Prior, B.M.. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol*. 81:2173-2181, 1996.
- Kandel, E, Schwartz, J, Jessell, T. *Principles of neural science*. New York: Elsevier Science, 1991.
- Kapandji, I.A. *Fisiologia articular*, Vol. 1 (5ª Ed.). São Paulo: Manole. 1987.
- Konrad, P. *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA. 2005
- Kraebbe, B.: *Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen - Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik*. Verlag Shaker, Aachen, 1994.
- Kraemer, W.J. Dudley, G.A. Gordon, S.E. Hather, B.M. Volek, K.s., Ratamess, N.A. The influence of muscle action on the growth hormone responses to resistance exercise and short term detraining. *Growth hormone & IGF Research*, 11, 75-83. 2001.
- Lepers, R., Maffiuletti, N.A., Rochette, L., Brugniaux, J. and Millet, G.Y. Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *J. Appl. Physiol*. 92: 1487–1493. 2002
- Lindstrom, L., Magnusson, R. and Petersen, I. Muscular Fatigue and Action Potential Conduction Velocity changes Studied with Frequency Analysis of EMG Signal. *Electromyography*. 4: 341-356. 1970
- Ljung, L. *System Identification: Theory for the User*. Englewood Cliffs. 1987.
- Madsen N, McLaughlin T. Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 1984;16(4):376–81.
- Malm, C., Lenkei, R., Sjödin, B. Effects of eccentric exercise on the immune system in men. *The American Physiological Society*. 1999.
- Marchetti, P. H.; Duarte, M. *Instrumentação em Eletromiografia*. Laboratório de Biofísica. 1-29. 2006.
- Marchetti, P.H, Arruda, C.C, Segamarchi, L.F, Soares, E.G, Ito, D.T, Junior, D.A.L, Pelozo, O, Uchida, M.C. BENCH PRESS EXERCISE: a brief review in The biomechanical aspects. *Brazilian Journal of Sports and Exercise Research*. 2010.
- Martins-Costa, H.C. , Diniz, R.C.R., Machado, S.C. , Lima, F.V., Chagas, M.H. Impacto de diferentes velocidades de movimento no tempo de transição entre ações musculares

excêntricas e concêntricas no exercício supino. *Motricidade*, vol. 8, n. S2, pp. 365-372. 2012.

McCaw, S.T. and J.J. Friday, A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 8(4): p. 259-264. 1994

Mochizuki, L. Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2002.

Norwood, J., Anderson, G.S., Gaetz, M., and Twist, P. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *J. of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 2007.

Paciorek, M.J. Esportes adaptados. In: Winnick, J.P. Educação física e esportes adaptados. Barueri: Manole, p.37-52. 2004.

Pereira, A C A. A história do esporte paralímpico e sua contribuição para os deficientes na sociedade: uma revisão bibliográfica. Campina Grande. 2013.

Pincus, S.M. Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos*, v. 5. p. 110-117. 1995.

Pizzato, L.M.; Arakaki, J.C.; Vasconcelos, R.A., Sposito, G.C.; Oliveira, A.S.; Paccola, C.J.; Grossi, D.B. Análise da frequência mediana do sinal eletromiográfico de indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior em exercícios isométricos de cadeia cinética aberta e fechada. *Rev Bras Med Esporte* _ Vol. 13, Nº 1 – Jan/Fev, 2007.

Preis, C. Neto, A.G. Valorização do treinamento muscular excêntrico na fisioterapia desportiva. *Fisioterapia em Movimento*, Curitiba, v.18, n.1, p. 19-26, jan./mar., 2005.

Prentice, W.E.; Arnhem, D.D. Princípios de treinamento atlético. 10. ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan, 2002.

Robinson, A.J.; Mackler, L. Eletrofisiologia clínica. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

Rocha Júnior, V.A.; Gentil, P.; Oliveira, E.; Carmo, J. Comparação entre a atividade EMG do peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial durante os exercícios supino reto e crucifixo. *Rev Bras Med Esporte*. Vol. 13. Núm. 1. 2007.

Rodrigues, L.A., Pereira, A.A., Santos, S.S., Oliveira, I.M., Furtado, D.A., Silva, B.G. Análise Eletromiográfica Dos Músculos Envolvidos No Exercício Supino Reto Nas Fases Excêntrica E Concêntrica. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB. 2016

Sakamoto, A., Sinclair, P.J. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*; v.20, n.3, p.523-527, 2006.

Salles, B.F.; Oliveira, N.; Ribeiro, F.M.; Simão, R.; Novaes, J.S. Comparação do método pré-exaustão e da ordem inversa em exercícios para membros inferiores. *Rev Educ Fis*. Vol. 19. Núm. 1. p.85-92. 2008.

Santiago, R.F.S.; Medeiros, R.M.V.; Fonteles, A.I.; Dantas, P.M.S. Análise eletromiográfica do exercício remada baixa. Um estudo de caso. *Lecturas Educación Física y Deportes*. Vol. 17. p.1-6. 2012.

Schutz, G.R., Piucco T, Hoefelmann CP, Campos F. Análise eletromiográfica do método de treinamento de força Drop-Set executado no exercício supino reto. EFDeportes.com, Revista Digital. Buenos Aires. Nº 174. 2012.

Segger, J.Y., Arvidsson, B., and Thortensson, A. Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans. Eur J Appl Physiol. 79:49-57, 1998.

Sherril, C. Disability sport and classification theory: a new era. Adapted Physical Activity Quaterly, Champaign, v. 16, p. 206-215, 1999.

Silva, S.R.D, Gonçalves, M. Supino plano com halteres: um estudo eletromiográfico. Rev. Motriz. 7 (1). 1-5. 2001.

Simão, R. Fundamentos fisiológicos para o treinamento de força e potência. São Paulo,SP: Phorte, 2003.

Sousa, D.S.S. et al. Análise clínica da marcha exemplo de aplicação em laboratório de movimento. 2º Encontro nacional de biomecânica. RODRIGUES, H. et al. (Eds.) Évora, Portugal, 8 e 9 de Fevereiro, 2007.

Trebs, A.A., Brandenburg, J.P., and Pitney, W.A. An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. Journal of Strength and Conditioning Research. 24(7): p. 1925-1930. 2010.

Vital, R. Hesojy,G.P.V.S. As lesões traumato-otopedicas, In: Mello MT. Avaliação Clínica e da Aptidão Física dos Atletas Paraolimpicos Brasileiros: Conceitos, Métodos e Resultados. São Paulo: Atheneu, 2004.

Vital, R. Lesões traumato-ortopédicas no desporto paraolímpico. Natal, 2011.

Webster, J.G. Medical Instrumentation Application and Design. Editor: Jonh G. Webster, 3. ed., New York. 1998

Zucchi, D.G. Deporte y discapacidad. Revista Digital - Buenos Aires- Año 7 - Nº 43 - Diciembre de 2001 Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd43/discap.htm>> Acesso em 04 de junho de 2016.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada **“CARACTERIZAÇÃO DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS DA FASE EXCÊNTRICA NO EXERCÍCIO SUPINO RETO EM ATLETAS PARALÍMPICOS”** sob a responsabilidade dos pesquisadores Dr. Silvio Soares dos Santos, Dr. Adriano Alves Pereira, Ms. Daniel Antônio Furtado e Lísia Arantes Rodrigues.

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.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pela pesquisadora **Lísia Arantes Rodrigues** no momento anterior à coleta no 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.

Na sua participação você será submetido a três etapas: inicialmente serão determinadas medidas antropométricas Na segunda etapa serão fixados sensores e marcadores em sua pele, próximos de suas articulações, para análise cinemática. Na terceira etapa, serão posicionados eletrodos sobre os músculos com maior recrutamento durante a execução do exercício de supino. Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada.

Você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar da pesquisa.

Os riscos consistem em você poderá sofrer alguma lesão devido ao risco intrínseco relativo à própria prática da modalidade esportiva. Os benefícios serão 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. Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação.

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.

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: Adriano Alves Pereira, Lísia Arantes Rodrigues (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, 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).

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 A, sala 224, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-32394131.

Uberlândia, ... de de 201.....

Assinatura dos pesquisadores

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Participante da pesquisa