Universidade de São Paulo
Programa de Pós-Graduação em Neurociências e
Comportamento

Carlos López Noriega

**Análise comparativa da execução técnica do Levantamento
de Peso Olímpico entre praticantes com e sem experiência**

São Paulo
2018

Carlos López Noriega

**Análise comparativa da execução técnica do Levantamento
de Peso Olímpico entre praticantes com e sem experiência**

Versão Corrigida

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
do Instituto de Psicologia da Universidade de São
Paulo

Área de Concentração: Neurociências e
Comportamento

Orientador: Prof. Dr. Arturo Forner Cordero

São Paulo

2018

Carlos López Noriega

Análise comparativa da execução técnica do Levantamento de Peso Olímpico entre praticantes com e sem experiência

Tese apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências no Departamento de Neurociências e Comportamento do Programa de Pós-Graduação do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo sob a orientação do Prof. Dr. Arturo Forner Cordero.

Prof. Dr. Arturo Forner Cordero
Universidade de São Paulo

São Paulo, _____/_____/_____

Agradecimentos

Antes de todo a Deus e a Nossa Senhora: que diante de todas as dificuldades trouxeram pessoas, momentos ou criaram situações que de alguma forma me auxiliaram nesses instantes.

Ao Professor Arturo Forner Cordero, meu orientador. Com seu exemplo, a minha aprendizagem não se limitou ao Doutorado, mas também ao humano. Obrigado pelo convívio, ajuda, paciência e amizade nestes anos. Meu eterno obrigado, respeito e consideração para você, Mestre.

À CAPES, pelo apoio financeiro.

Aos membros do Laboratório de Biomecatrônica com os que comparti esses anos: Luis, Milton, Rafael, Guilherme, Leonardo, Cauê. E em especial nesta fase final ao meu amigo João Pinho: caro, você foi demais.

Aos voluntários que participaram deste estudo, que durante 6 semanas tiveram que abrir mão do seu tempo e chegar a tempo para os treinamentos e testes e com quem formamos laços de amizade.

A toda a minha família que acompanhou e torceu por mim neste tempo todo, seja com palavras motivadoras, com mensagens, com orações, e que ficaram, devido à minha ausência, sacrificando momentos valiosos: meu irmão Galo, meus pais Galo e Maruja, meus pais no coração, Paulo e Magna.

A Rô, sei dos sacrifícios que teve que fazer neste tempo todo pelas minhas ausências físicas e mentais. No difícil que foi criar o entorno para me apoiar nesta reta final. Muito obrigado pelo amor, carinho, compreensão e paciência. Todo meu reconhecimento para você, Preciosa.

Resumo

O desempenho geral de um atleta está diretamente relacionado com o desenvolvimento da potência muscular, sendo esta a maior característica dos praticantes do Levantamento de peso olímpico (LPO), daí a sua utilização em diferentes planejamentos esportivos em procura do melhoramento do desempenho e potência muscular. Os movimentos do LPO recrutam os maiores grupos musculares e requerem intensos esforços físicos realizados com ênfase na velocidade e técnica. Velocidade, coordenação, níveis de coativação muscular são características dos movimentos próprios do Levantamento de Peso Olímpico e que são adquiridos e aperfeiçoados no tempo. O Power Snatch (PS) é um movimento derivado do Arranco, considerado como um dos movimentos mais difíceis de executar pela sua complexidade técnica. O PS é utilizado em diferentes modalidades esportivas em procura de elevar o desempenho atlético. Estudos prévios registraram dados cinemáticos e/ou medições eletromiográficas, mas sempre foram com atletas de alto rendimento. O presente estudo investigou os padrões cinemáticos e atividades musculares que representariam a execução técnica do PS e comportada por uma trajetória ótima observada desde o plano sagital do executante. Dezenove voluntários participaram do estudo, 11 sujeitos foram treinados (GT) durante 6 semanas e a cada duas semanas as variáveis cinemáticas e de atividade muscular foram registradas. 8 especialistas (GE) em levantamento participaram para registrar suas execuções técnicas. O PS foi dividido em 6 fases, representadas por 48 variáveis que comportam a análise cinemática por cada sujeito divididos em 3 sessões. 16 variáveis representaram dados da trajetória do GE. 8 músculos, correspondentes ao lado dominante de cada sujeitos foram registrados. Os dados cinemáticos e de atividade muscular foram analisados e comparados. Foram identificados parâmetros que comportam a trajetória ótima da barra e das atividades musculares nas diferentes fases da execução técnica do PS. O GT mostrou mudanças na sua execução, sendo que algumas delas se aproximaram aos do GE. Os coeficientes de ativação muscular foram maiores no GT que no GE.

Os resultados do presente estudo levantam a questão da possibilidade de que a trajetória ótima no PS existe, mas varia entre os diferentes executantes.

Palavras – chave: Biomecânica, EMG, Levantamento de peso olímpico, Controle Motor, atividade muscular

Abstract

The performance of an athlete is directly related to the development of muscular power, this being the main characteristic of the Olympic Weightlifting (OW) practitioners. Hence their use in different training plans in order to improve performance and muscular power. The OW movements recruit the largest muscle groups and require intense physical effort performed with emphasis on speed and technique. Speed, coordination, levels of muscular coactivation are characteristic of the movements of the Olympic Weightlifting themselves and are acquired and improved over time. Power Snatch (PS) is a movement derived from the Snatch, considered as one of the most difficult movements to perform due to its technical complexity. The PS is used in different sports modalities in order to increase athletic performance. Previous studies have recorded kinematic data and/or electromyographic measurements, but these studies were limited to elite athletes. The present study investigated the kinematic patterns and muscular activities that represent the technical execution of the PS, referred by an optimal trajectory observed from the sagittal plane of the performer. Nineteen volunteers participated in the study, 11 subjects were trained (GT) for 6 weeks and every two weeks the kinematic and muscle activity variables were recorded. 8 specialists in ow training (GE) participated to register their technical executions. The PS was divided into 6 phases, represented by 48 variables that involve the kinematic analysis for each subject divided into 3 sessions. 16 variables represented GE trajectory data. 8 muscles, corresponding to the dominant side of each subject were recorded. Kinematic and muscle activity data were analyzed and compared. Parameters were identified that include the optimal trajectory of the bar and muscular activities in the different phases of the PS technical execution. The GT showed changes in its execution, with some of them approaching those of GE. The muscle activation coefficients were higher in the GT than in the EG.

The results of the present study raise the question of the possibility that the optimal trajectory in PS exists, but varies among the different performers.

Key words: Biomechanics, EMG, Olympic Weightlifting, Motor Control

Lista de Figuras

Figura 1 - Vista lateral da execução do Arranco (Snatch) Fonte: Elaboração própria	6
Figura 2 -Diferenças na posição final do encaixe no Arranco (a) e do <i>Power Snatch</i> (b). Fonte: Elaboração Própria	7
Figura 3 - Tipos básicos de trajetórias da barra descritas por (Vorobyev 1978) para a execução do Arranco.	9
Figura 4 - Representação do Movimento de Arranco com as suas respectivas fases observada desde o plano sagital. Fonte: Elaboração própria	11
Figura 5 - Sequência fotográfica da execução do Arranco durante competição da categoria até 77 kg. Fonte: cortesia de Nat Arem da HookGrip	14
Figura 6 - Imagem comparativa da “posição de poder”: esquerda Lu Xiaoju (China) Categoria 77Kg, Campeonato do Mundo 2011; na direita Lee James, 90Kg (USA) Jogos olímpicos 1976. Fonte: Joe Macklem, international weightlifting federation	15
Figura 7 - Tripla extensão de dois atletas das escolas Chinesa e Russa em competições de alto nível. Fonte:HookGrip Images	15
Figura 8 - Comparação das linhas de gravidade da barra e do levantador enquanto executa a trajetória da barra durante a PF e SF do Arranco (Adaptado de Garhammer, “ <i>Force Plate Analysis of Snatch Lift. International Olympic Lifter</i> ”).....	17
Figura 9 - Comaparativo do pico de velocidade alcançado em função da velocidade inicial na Primeira Fase (Bartonietz 1996).....	18
Figura 10 – Diagrama de sequência e testes do experimento	25
Figura 11 - Parâmetros de uma barra olímpica. Fonte: <i>IWF Handbook</i>	25
Figura 12- Configuração do laboratório para o registro 3D da trajetória da barra e articulações durante execução do <i>Power Snatch</i>	26
Figura 13 - Posicionamento dos eletrodos de EMG e marcadores refletivos. Vistas Posterior e Frontal	27
Figura 14 - Varáveis analisadas na trajetória da barra durante a execução do Power Snatch, adaptado de (Stone et al., 2006).....	30
Figura 15 - Representação gráfica dos ângulos a serem analisados: α_1 =ângulo do tornozelo, α_2 =ângulo do joelho, α_3 =ângulo do tronco. Fonte: Elaboração própria	31

Figura 16 - Instantes de velocidade máxima durante o final da SF para o GE .	43
Figura 17 - Comparativo dos instantes de velocidade máxima no final da SF e através as sessões para o GT.....	43
Figura 18- Velocidade no plano ântero-posterior registradas em 4 sujeitos do GE	45
Figura 19 - Velocidade no plano ântero-posterior registradas nas 3 sessões (S1, S2 e S3) para um sujeito do GT	46
Figura 20 - Trajetória da barra a través das sessões para um sujeito do GT. ..	46
Figura 21 - Modelo proposto da análise cinemática para o Arranco e o Clean. Fonte: Elaboração própria	49
Figura 22 – Ângulos correspondentes ao tornozelo, joelho e tronco durante a execução do PS para um sujeito do GT durante a S1	51
Figura 23 - Ângulos correspondentes ao tornozelo, joelho e tronco durante a execução do PS para um sujeito do GT durante a S3	52
Figura 24 - Ângulos correspondentes ao tornozelo, joelho e tronco durante a execução do PS para um sujeito do GE durante a Sessão única.	52
Figura 25 - Ativações musculares dos 8 músculos analisados para o sujeito 1 do GE através da PF, SF e EF durante a sessão única.....	55
Figura 26 - Ativações musculares dos 8 músculos analisados para o sujeito 2 do GE através da PF, SF e EF durante a sessão única.....	56
Figura 27 - Ativações musculares para os membros superiores através da PF, SF e EF para um sujeito do Grupo Treinado (GT) durante as sessões S1 e S3.....	57
Figura 28 - Ativações musculares para a parte inferior do corpo através da PF, SF e EF para um sujeito do GT durante as sessões S1 e S3	57
Figura 29 – Comparativo do Índice de coativação do GT e GE durante a PF, para os músculos BICEPS e TRICEPS (BT) e VASTO E FEMORAL (VF) durante S1, S3 e Sessão Única do Grupo Especialista (GE).....	58
Figura 30 - Comparativo do Índice de coativação do GT e GE durante a SF, para os músculos BICE-TRIC durante S1, S3 e SU	59
Figura 31 - Comparativo do Índice de coativação do GT e GE durante a EF, para os músculos BICE-TRIC durante S1, S3 e SU	59
Figura 32 - Posições Finais a)Power snatch b)Snatch c)Power Clean d)Clean	82

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Ângulos dos membros inferiores das duas primeiras fases em atletas de elite.....	13
Tabela 2 - Posição do EMG, nome e identificação dos músculos analisados ..	28
Tabela 3 - Valores do teste de normalidade das variáveis de deslocamento da barra no eixo horizontal nas sessões 1,2 e 3.	35
Tabela 4 - Valores do teste de normalidade das variáveis correspondentes para máxima velocidade na PF, SF e CF nas sessões 1,2 e 3.	36
Tabela 5 - Valores do teste de normalidade das variáveis correspondentes para os tempos de duração da PF, SF e CF nas sessões 1,2 e 3.	36
Tabela 6 - Tempo de duração de cada fase (absoluta e %) por sessões e por cada grupo	40
Tabela 7 - Resultados da Cinemática vertical (parâmetros) registrada através das sessões e para ambos os grupos.....	40
Tabela 8 - Resultados da Cinemática horizontal (variáveis) registrada através das sessões e para ambos os grupos.....	41
Tabela 9 - Pico de Velocidade nas diferentes fases do PS (média) através das sessões e comparativo para ambos os grupos	41
Tabela 10 - Instantes de pico de velocidade vertical considerando o final da máxima extensão como valor = zero	42
Tabela 11 -Velocidades máximas (médias) no eixo ântero-posterior por fase e por sessão para os grupos GT e GE	44
Tabela 12 - Instantes de pico de velocidade (Horizontal e Vertical) nas diferentes fases do PS (% da fase) registrados através das sessões para ambos os grupos ...	47
Tabela 13 - Ângulos máximos de tornozelo, joelho e tronco alcançados durante PF e SF para através das sessões para GT e GE	50
Tabela 14 - Ativações musculares (% da fase) para os 8 músculos estudados do lado direito durante as fases e sessões do PS para os grupos GT e GE	53
Tabela 15 – Ordem das máximas ativações musculares para os 8 músculos estudados do lado direito durante as fases e sessões do PS para os grupos GT e GE	54

Lista de Acrônimos

ABNT	-	Associação Brasileira de Normas Técnicas
BICE	-	Bíceps braquial cabeça longa
BT	-	Coativação Bíceps – Tríceps
CSV	-	Comma-separated values
CF	-	Fase de Encaixe
DELT	-	Deltoide Medial
DFJ	-	Dupla Flexão de joelho
EF	-	Fase do Encaixe
EMG	-	Electromyographic (Eletromiografia)
EREC	-	Eretor espinhal – longuíssimo
FEMO	-	Bíceps femoral – cabeça longa
GAST	-	Gastrocnêmio cabeça medial
ISO	-	International Organization for Standardization
IC	-	Índice de Coativação muscular
IEEE	-	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IWF	-	International Weightlifting Federation
LO	-	Lift Off (primeiros centímetros da saída)
PF	-	Primeira Fase
PMSemg	-	Pico Máximo do Sinal Eletromiográfico
SF	-	Segunda Fase
TR	-	Transição entre a Primeira e Segunda Fase
TRAP	-	Trapézio
TRIC	-	Tríceps braquial cabeça longa
VAST	-	Vasto Lateral
VF	-	Coativação muscular Vasto - Femoral

Sumário

1.	Introdução	1
2.	Objetivos	5
3.	Revisão bibliográfica	6
3.1.	O Arranco (<i>Snatch</i>).....	6
3.2.	O <i>Power Snatch</i>	7
3.3.	Utilização e aplicação no Esporte	7
3.4.	Trajetória da barra	9
3.5.	Fases do levantamento	10
3.5.1.	Primeira Fase (PF)	11
3.5.1.1.	Posição inicial	12
3.5.1.2.	A saída ou <i>Lift Off</i> (LO):	12
3.5.2.	A transição	13
3.5.3.	Segunda fase (SF):	14
3.5.3.1.	Posição de poder:	14
3.5.3.2.	Tripla extensão (TE):.....	15
3.5.4.	Entrada ou <i>Turn Over</i> :	16
3.5.5.	Encaixe ou <i>Catch</i> (CF).....	16
3.5.6.	Recuperação.....	16
3.6.	Parâmetros cinemáticos da trajetória da barra	16
3.6.1.	Trajetória da barra no plano sagital.....	16
4.	Materiais e Métodos.....	23
4.1.	Seleção da amostra.....	23
4.2.	Protocolo de treinamento.....	24
4.3.	Equipamento Levantamento de Peso Olímpico.....	25
4.4.	Instrumentos	26
4.5.	Variáveis de interesse	29
4.5.1.	Variáveis cinemáticas verticais.....	29
4.5.2.	Variáveis cinemáticas horizontais	30
4.6.	Coleta dados.....	31
4.7.	Processamento.....	32
4.7.1.	Cálculo da Trajetória	32

4.7.2.	Sinais eletromiográficos	32
4.8.	Análise estatística	33
5.	Resultados	38
5.1.	Durações de cada fase:.....	38
5.2.	Trajetória da barra	38
5.3.	Modelo cinemático proposto do Levantamento de Peso Olímpico	47
5.4.	Ângulos do tornozelo, joelho e tronco no plano sagital	50
5.5.	Atividade muscular	53
6.	Discussão	61
6.1.	Duração das fases:	61
6.2.	Trajetória da barra	61
6.3.	Velocidades vertical e horizontal:	64
6.4.	Ângulos articulares	67
6.5.	Ativações musculares.....	69
7.	Conclusão e trabalhos futuros	71
8.	Referências Bibliográficas.....	72
9.	Anexos	78
	Anexo A	78
	Anexo B:	80
10.	Apêndice.....	82
10.1.	Power Snatch e Power Clean.....	82
10.2.	Pesquisa no Levantamento de Peso Olímpico	83
10.3.	Scripts desenvolvidos em Matlab	86
10.3.1.	Script em Matlab para cálculos dos ângulos articulares.....	86
10.3.2.	Script do cálculo dos instantes máximos angulares	88
10.3.3.	Script do cálculo, normalização e plotagem das velocidades horizontais e verticais.....	91
10.3.4.	Script em Matlab da coativação muscular	99
10.3.5.	Script do Teager – Kaiser operator	106

1. Introdução

O Arranco (*Snatch* em inglês), é um dos dois estilos do Levantamento de Peso Olímpico (LPO), e é considerado enquanto a técnica e potência se refere, a modalidade olímpica com maior demanda desses parâmetros (Gourgoulis, Aggeloussis, Garas, & Mavromatis, 2009). Devido à complexidade técnica e na procura de maior entendimento é que foram realizadas pesquisas para o estudo da cinemática do *Snatch*, em atletas de elite do sexo masculino e feminino (Akkus, 2012; Antoniuk & Bogdan, 2017; Baumann., Gross., Quade., Galbierz., & ., 1988; Baumann, 1985; Chiu, Wang, & Cheng, 2010; Garhammer, 1984; V Gourgoulis, Aggeloussis, Mavromatis, & Garas, 2000; Harbili & Alptekin, 2014; Ho, Lorenzen, Wilson, Saunders, & Williams, 2014; Kipp, Redden, Sabick, & Harris, 2012; Winchester, Erickson, Blaak, & McBride, 2005).

O Arranco requer uma adequada coordenação de todos os segmentos corporais durante a execução dos movimentos (Gourgoulis et al., 2000), em conjunto com força explosiva e flexibilidade, características que contribuem para o desempenho do mesmo (Enoka, 1979; J Garhammer, 1998).

Já o Power Snatch (PS) é uma modalidade derivada do Arranco. A sua prática parece incrementar habilidades proprioceptivas e de consciência corporal (Takano, 2013) enquanto demanda coordenação dos músculos dos membros inferiores, superiores e das costas (B. DeWeese & Serrano, 2012; Kristof Kipp, Harris, & Sabick, 2011; Zawieja-Koch, 2005), além de ser utilizado para a preparação do Arranco. A diferença com o Arranco é que no momento de receber a barra acima da cabeça as coxas formam um ângulo maior a 90 graus em comparação com a vertical (Gattone, 2007). As razões pela sua escolha é que o PS é mais fácil de executar que o Arranco e que em muitos sujeitos acontece inclinação pélvica posterior (“arredondamento da lombar”), que pode causar componentes que originem lesões pelo desequilíbrio do corpo carregando peso acima da cabeça.

Devido que o PS precisa da utilização conjunta de diferentes grupos musculares durante a sua execução a alta velocidade (Justice, 2008; Tysz, 2009) e a sua estreita relação cinética e cinemática em movimentos que requerem de máxima velocidade vertical, é que tem sido usado como uma ferramenta de treinamento em diferentes programas de treinamento esportivo para melhorar o desempenho atlético geral (Winchester et al., 2009) ou habilidades específicas em atletas de outras modalidades

esportivas (J. Ayers, DeBeliso, Sevene, & Adams, 2016; J. L. Ayers, Debeliso, Sevene, & Adams, 2016; Hori, Newton, Nosaka, & Stone, 2005; K Kipp & Harris, 2015; Timothy J. Suchomel, Comfort, & Lake, 2017).

Tem sido demonstrado que sua utilização planejada nos treinamentos melhora o desempenho atlético (J. Ayers et al., 2016; Cormie M.R.; Newton, R.U, 2011; Hedrick A, 2008; Newton RU, Cormie P, 2012), porém, não se tem registro de estudos cinemáticos com executantes das diferentes modalidades esportivas que permitam identificar parâmetros para validar sua execução.

Quanto a sua execução técnica, o rol do treinador é muito importante para fornecer as indicações e correções técnicas (Winchester et al., 2009). O treino do Arranco é caracterizado por uma atenção detalhada às habilidades técnicas e uma minuciosa análise de precauções e segurança (Hamill, 1994). Por isso treinadores e atletas devem entender apropriadamente a execução técnica para que o efeito de transferência do treino seja maximizado já que o erro na execução conduz com elevada frequência à lesão (B. H. DeWeese, Serrano, Scruggs, & Sams, 2012; Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS, Fleck SJ, Franklin B, Fry AC, Hoffman JR, Newton RU, Potteiger J, Stone MH, 2002; Lloyd et al., 2013).

Os movimentos de LPO precisam não só de força física em diferentes amplitudes angulares (Garhammer, 1984), mas também altos níveis de habilidades motoras (Gourgoulis, Aggeloussis et al. 2009). Além disso, os movimentos são multiarticulares e requerem o recrutamento simultâneo de grande quantidade de massa muscular (Comfort, Fletcher et al. 2012). O desenvolvimento de elevados níveis de potência muscular na realização de uma tarefa que requer coordenação precisa, pode terminar por desenvolver mecanismos que levem a lesão, sendo as mais comuns, nesta modalidade as de joelho, lombar e ombro (Calhoon and Fry 1999).

Por exemplo, uma das modalidades esportivas que utiliza os movimentos do LPO é o *Crossfit*, que possui um estimado de 4 milhões de praticantes ao redor do mundo (Price, 2015). Sob sua prática, têm sido reconhecidas influências positivas na composição corporal e na aptidão física (Meyer, Morrison, & Zuniga, 2017). Mas também, devido a sua natureza intensa e de altas repetições, tem sido reportado um elevado porcentagem de lesões desde 20% até 73% na sua prática (Hak, Hodzovic, & Hickey, 2013; Weisenthal, BM.; Beck, 2014). Embora a causa da lesão seja

multifatorial, i.e. a lesão pode resultar da somatória da carga imposta que excede a capacidade do tecido biológico envolvido (Zernicke & Whiting, 2000), a causa mais comum das lesões foi a inadequada forma dos movimentos (a técnica), responsável por até 33% das lesões (Summitt, Cotton, Kays, & EJ, 2016). Não foram encontrados estudos sobre sua aplicação e nível de lesão com outras modalidades esportivas. Apesar da ampla utilização do PS nas diferentes modalidades esportivas, pouco tem sido encontrado sobre a análise e evolução de sua execução técnica durante o treinamento.

Para avaliar o desempenho do Arranco existem diferentes parâmetros, sendo o mais relevante, até o presente, a trajetória da barra. Esta já foi estabelecida por Vorobyev (Vorobyev, 1978), onde a barra descreve uma “S” estendida, observada sempre desde o plano sagital do executante, e é utilizada até o presente pela comunidade esportiva de atletas e treinadores (Antoniuk & Bogdan, 2017; Baumann. et al., 1988; K Kipp & Harris, 2015; Lenjannejadian & Rostami, 2008; Rahmati & Mallakzadeh, 2014). Os mesmos parâmetros de avaliação técnica do *Snatch* também são aplicados no PS, mais por uma extensão do conceito, já que não foram encontrados registros de desempenho do mesmo. Assim, a cinemática do *Power Snatch* não foi completamente descrita e tem sido pouco estudada.

Como outras modalidades esportivas, o treino com LPO está associado com melhorias no controle motor do praticante (L. Z. F. Chiu & Schilling, 2005), sendo a mais notável o aumento da coordenação e ativação de grupos musculares e unidades motoras (Felici et al., 2001; Hakkinen, Komi, & Kauhanen, 1986; Lehr, T., 1979). Os levantadores de peso são capazes de ativar mais fibras de contração rápida do que os não praticantes durante contrações submáximas (Felici, F., A. Rosponi, P. Sbriccoli, G.C. Filligoi, L. Fattorini, 2001). Também tem sido indicado que a diferença entre levantadores de elite experientes e inexperientes não é só a magnitude da força gerada mas também as alterações na duração da aplicação da força submáxima (L. Z. F. Chiu & Schilling, 2005; Garhammer J and Gregor R., 1992). Este padrão acontece também em modalidades esportivas onde a habilidade de executar salto verticais está altamente correlacionada com a seu desempenho (Barker, M., T.J. Wyatt, R.L. Johnson, M.H. Stone, H.S. O'Bryant, C. Poe, 1993; Fry, A.C., 1991).

Parece importante incluir a medição dos instantes de pico de força, em vez de só o pico de força, além de outros parâmetros como padrões de ativação muscular, índices de coativação podem fornecer informação relevante para avaliar outros esportes que exigem potência. Ressalta-se que atualmente não há estudos científicos indicando no PS, quais os padrões de ativação muscular, de coativação ou como são adquiridas com o treinamento. As pesquisas sobre padrões e sinergias na execução de LPO foram baseadas em levantadores de elite nacional ou internacional, ou em atletas de outras modalidades esportivas porém também com experiência prática na alta performance, e não com sujeitos saudáveis sem histórico de treinamento de força (Collins, 1994; Kipp & Harris, 2015; Kipp et al., 2012; Lauder & Lake, 2008; Stone, Pierce, Sands, & Stone, 2006). A dificuldade de utilizar Levantadores de elite, é que possuem biotipo e características físicas diferentes às de outras modalidades esportivas, assim como habilidades diferenciadas como flexibilidade, força e potência próprias e que foram desenvolvidas com o tempo e que faz que a técnica seja superior em todos os fatores (Schilling et al., 2002; Stone et al., 2006).

Diante dos apontamentos anteriores, as seguintes perguntas podem ser levantadas: Quais os parâmetros que permitem identificar uma correta execução técnica do PS?. Dentro desses parâmetros, alguns são mais relevantes durante a execução? Os mesmos critérios cinemáticos usados no *Snatch* podem ser utilizados no PS?. A execução técnica no LPO requer precisão dos movimentos da barra através de múltiplas articulações trabalhando em conjunto, essa capacidade deve ser alcançada através do treinamento. Qual a coativação muscular que acontece durante a execução do PS em praticantes iniciantes e avançados? Sujeitos iniciantes da prática apresentam uma maior atividade muscular que os mais experientes ou é o contrário? Quais os padrões de ativação muscular que registra o PS?

Nossas hipóteses sobre o PS:

Existe uma trajetória ótima da barra e é possível identificar parâmetros de movimento e padrões de ativação muscular que caracterizam dita trajetória ótima;

O treinamento auxilia aos praticantes a convergir a esta trajetória ótima da barra e que esta convergência pode ser descrita pelas variações nos padrões de movimento e de atividade muscular;

A hipótese final é que este conhecimento pode auxiliar para identificar parâmetros de desempenho que podem avaliar a evolução técnica que vem do treinamento.

O presente estudo pode trazer novos entendimentos sobre uma modalidade esportiva que na atualidade é realizada pela ampla comunidade esportiva mundial. Conhecer quais os parâmetros que identificam uma trajetória ótima podem contribuir na elaboração de programas de treinamento esportivo e evitar lesões pela incompreensão da técnica.

2. Objetivos

Determinar os parâmetros Biomecatrônicos (Biomecânica + Controle Motor) de sucesso na execução e aprendizado da tarefa de levantamento de peso olímpico do *Power Snatch*.

- Obter as variáveis cinemáticas que comportam uma trajetória ideal, extraídas de um grupo especialista na prática durante a execução do *Power Snatch*.
- Comparar os parâmetros cinemáticos que caracterizam a execução do *Power Snatch* do grupo especialista com os do grupo iniciante treinado, permitindo identificar parâmetros que podem ser utilizados para avaliar o comportamento da tarefa de LPO e sua melhoria com o treinamento.
- Identificar as atividades musculares, coativações musculares e instantes de máxima ativação durante a execução do *Power Snatch* em sujeitos iniciantes e experientes
- Identificar novas experiências para estudo dos mecanismos de aquisição de habilidades motoras durante a realização de movimentos de levantamento de peso olímpico.
- Entender as atividades musculares e níveis de coativação do quadril, joelho, tornozelo e tronco permitirá projetar implementações futuras de exoesqueletos que envolvam os segmentos mencionados.

3. Revisão bibliográfica

3.1. O Arranco (*Snatch*)

O LPO é uma modalidade esportiva, presente nos jogos olímpicos desde 1920, na qual os atletas tentam levantar o máximo peso possível desde o chão até cima da cabeça, sempre finalizando com os braços estendidos (Stone et al., 2006).

O Levantamento de Peso Olímpico (LPO) requer máximos esforços musculares em conjunto com coordenação motora, involucrando durante sua execução os maiores músculos do corpo com ênfase na velocidade e qualidade técnica (Kauhanen, Komi, & Hakkinen, 2002; Zatsiorsky & Kraemer, 2006). O Snatch (Arranco) é um dos dois levantamentos que caracterizam eventos de LPO e que junto ao Clean and Jerk (Arremesso) tem como objetivo levar a barra do chão até acima da cabeça (Baumann. et al., 1988; J Garhammer, 1984; R. a. Roman, 1974)

No Arranco, a barra é levantada em um único movimento, recebendo a barra em uma posição de agachamento (figura 1).

Figura 1 - Vista lateral da execução do Arranco (*Snatch*) Fonte: Elaboração própria

O Arranco é considerado enquanto a técnica se refere, a modalidade olímpica mais exigente, e seu nível de dificuldade técnica é comparado ao salto com vara (Gourgoulis et al., 2009).

3.2. O *Power Snatch*

O *Power Snatch* (PS) é uma modalidade derivada do Arranco. A diferença com o *Snatch* é que no momento de receber a barra acima da cabeça as coxas formam um ângulo ≥ 90 (Figura 2) graus em comparação com a vertical (Gattone, 2007). Habilidades proprioceptivas (Takano, 2013) e de fortalecimento geral de todos os maiores grupos musculares são adquiridas com a sua prática. (B. DeWeese & Serrano, 2012; Kristof Kipp et al., 2011; Zawieja-Koch, 2005). Adicionalmente, é requerida a coordenação de diversos músculos para a execução técnica a alta velocidade (Justice, 2008; Tysz, 2009). Uma das razões para fazer o PS é que durante a fase do encaixe do *Snatch*, acontece em muitos sujeitos a retroversão pélvica (“arredondamento da lombar”), que pode causar lesões pelo desequilíbrio do corpo carregando peso acima da cabeça. Na figura 2a o encaixe durante o *Snatch* e 2b o Encaixe durante o PS.

Figura 2 -Diferenças na posição final do encaixe no Arranco (a) e do *Power Snatch* (b).

Fonte: Elaboração Própria

3.3. Utilização e aplicação no Esporte

Em modalidades esportivas onde a potência atlética é uma característica de desempenho se faz necessário melhorar os mecanismos responsáveis geradores dessa potência, no treinamento esportivo é a triple extensão quem permite um maior desenvolvimento desses mecanismos (Frounfelter 2009, Haff 2009, Haycraft 2015), sendo o levantamento de peso olímpico (LPO) a modalidade esportiva que melhor o representa. Devido a que o PS possui uma relação cinética e cinemática estreita com movimentos que precisam explosão vertical, tem sido utilizado como uma ferramenta

para melhorar o desempenho atlético (Winchester et al., 2009) e seu impacto como método de treinamento em diferentes modalidades esportivas tem sido estudado (A., 2012; J. Ayers et al., 2016; Carlock et al., 2004; Chaouachi et al., 2014; L. Z. F. Chiu, Wagner, & Salem, 2006; Fry, A.C., 1991; Justice, 2008; Takano, 2013).

Está amplamente documentado que o desenvolvimento da potência muscular dos membros inferiores está diretamente relacionado com a performance geral de um atleta, sendo esta a maior característica dos movimentos do LPO (Izquierdo, Hakkinen et al. 2002, Hori, Newton et al. 2007, Comfort, Fletcher et al. 2012, Suchomel, Beckham et al. 2014). Isto justifica que seja praticado por diferentes modalidades esportivas e utilizado no treinamento para aumentar a potência muscular. Como (Haycraft 2015) na natação, (Hori, Newton et al. 2007) no *football* Australiano, salto vertical (Chiu, Wagner et al. 2006), em velocistas de 100 e 200 metros (Hori, Newton et al. 2008), no voleibol (Holmberg 2013) e até em aplicações com crianças de 12-13 anos (Chaouachi, Hammami et al. 2014).

Os movimentos do levantamento de peso olímpico não só requerem força, também velocidade, reação e coordenação. O praticante desta modalidade demora meses ou até anos em aprimorar a técnica e conseguir o objetivo de executar com destreza o movimento. A cinética articular dos levantadores já experientes não é só caracterizada pela geração de maiores magnitudes das potências articulares mas também por uma maior e adequada organização temporal de produção de potência e absorção (Hakkinen, Komi et al. 1986, Enoka 1988).

Como o *Crossfit*, que é uma modalidade esportiva de alta intensidade (Sprey, Ferreira, de Lima, Duarte, & Santili, 2016) e que conta com milhões de praticantes ao redor do mundo (Price, 2015) e que entre as modalidades esportivas que adiciona aos seus treinos se encontram os de LPO. Porém, já foram reportados níveis de lesão entre 20% até 73% (Hak et al., 2013; Weisenthal, BM.; Beck, 2014). Sendo a causa mais comum das lesões a inadequada forma dos movimentos (a técnica), responsável pelo 33% das lesões (Summitt et al., 2016).

3.4. Trajetória da barra

Dentro da perspectiva biomecânica existem diferentes elementos para avaliar o desempenho da execução de um levantamento, sendo o mais utilizado a trajetória da barra. A mesma descreve o deslocamento horizontal e vertical da barra analisado

Figura 3 - Tipos básicos de trajetórias da barra descritas por (Vorobyev 1978) para a execução do Arranco.

desde o plano sagital do executante e permite observar os detalhes, acertos e erros técnicos do praticante. Para poder entender estes movimentos diferentes pesquisadores tem estudado a cinemática do LPO.

Especificamente no Arranco, foram analisados atletas de elite no momento da competição (Garhammer 1984, Enoka 1988, Haug, Drinkwater et al. 2015, Kipp and Harris 2015), outros pesquisaram sobre a relação entre a execução técnica e o desempenho cinético obtido (Stone, O'Bryant et al. 1998, Schilling, Stone et al. 2002, Winchester, Porter et al. 2009), confirmando todas elas tanto a importância da técnica.

Foi estabelecido que existe uma representação gráfica certa que comporta a trajetória da barra. Esta já foi estabelecida por Vorobyev (Vorobyev, 1978), que identificou que existem 3 tipos mais comuns de execução (figura 3) e que é aceita e utilizada pela comunidade de treinadores e esportistas (Antoniuk & Bogdan, 2017; Baumann. et al., 1988; K Kipp & Harris, 2015; Lenjannejadian & Rostami, 2008; Rahmati & Mallakzadeh, 2014). Na representação de Vorobiev existem 3 tipos de trajetórias identificadas, acompanhadas por uma linha vertical que é a projeção da linha de gravidade da barra no início do movimento. Na primeira (figura 3a) a trajetória

atravessa essa linha vertical duas vezes, na segunda (figura 3b) nenhuma e na terceira (figura 3c) atravessa três vezes.

Indiferente do qual o tipo de trajetória, essa sempre registra uma forma parecida com uma curva em “S”, conhecida como “S” estendida, e que permite ao corpo usar suas alavancas mecânicas para transferir o momento para a barra (Enoka, 1979; Gourgoulis et al., 2000; Ho et al., 2014; R. a. Roman, 1974).

Diferentes pesquisas foram conduzidas em função de essas trajetórias, A trajetória que se assemelha aos caminhos A e C e suas variantes foram apontadas como corretas pelos autores seguintes (J Garhammer, 1998; Kruszewski, Merda, & Kulej, 1998; Vorobyev, 1978). A trajetória que se assemelha ao tipo B e suas variantes são consideradas pouco eficientes (Vorobyev, 1978), por que esse tipo de trajetórias são caracterizados por não interceptarem a linha de referência vertical após o início do levantamento. Porém, Stone et. al (Stone, O'Bryant, Williams, & Johnson, 1998) indicam que o uso desta técnica seria vantajosa por que maior parte da produção de força poderia ser direcionada verticalmente. Já (Hiskia, 1997) mostrou que essa era a trajetória de 7 medalhistas olímpicos nos jogos de Atlanta 1996.

Não foram encontrados registros da trajetória executada ou a mais adequada para o PS. Muito embora, podemos considerar que, apesar das diferenças de peso levantado em cada modalidade, nas etapas iniciais do movimento a cinemática poderia ser muito similar.

3.5. Fases do levantamento

A trajetória da barra durante o levantamento pode ser dividida em fases. As fases são determinadas em função das mudanças na direção do ângulo do joelho, descrito pelos movimentos de extensão -flexão – extensão do mesmo (Akkus, 2012; Campos, Poletaev, Cuesta, Pablos, & Carratalá, 2006; Ho et al., 2014; Hydock, 2001; K Kipp & Harris, 2015). Alguns autores indicam 5 fases e outros 6 fases, dependendo dos critérios utilizados pelos pesquisadores para definir elas. Alguns autores relacionam cada fase com valores angulares articulares. Na Tabela 1 estão representados os ângulos consolidados para as primeiras duas fases segundo (Bartonietz, 1996; Harbili & Alptekin, 2014; Zawieja-Koch, 2005). Deve ser mencionado que esses valores correspondem a levantadores de elite do leste europeu que possuem um biótipo

específico e portanto uma correspondência angular articular determinada para esse biótipo. No entanto, não foram encontrados valores angulares registrados para o PS.

Para o presente estudo foram escolhidas 6 fases por considerar que se adapta melhor aos nosso estudo (Figura 4). Algumas fases se dividem em subfases.

Figura 4 - Representação do Movimento de Arranque com as suas respectivas fases observada desde o plano sagital. Fonte: Elaboração própria

Descreve-se a continuação cada uma das fases, tentando-se detalhar as características de cada uma delas.

3.5.1. Primeira Fase (PF)

Inicia com a barra desde o chão até a primeira máxima extensão dos joelhos. Possui duas partes definidas, a posição inicial e o *Lift Off* (Akkus, 2012; Gourgoulis et al., 2000; Harbili & Alptekin, 2014; J, Campos, Poletaev P, Cuesta A, Pablos C, 2006)

3.5.1.1. Posição inicial

É a posição que assume o executante e que permitirá dar início ao levantamento. Os Pés se posicionam embaixo da barra e separados um pouco menos que a largura do quadril, joelhos flexionados, tronco reto, e o quadril, quando comparado com a altura dos joelhos, deve estar mais alto que ele. Os braços retos com os cotovelos apontando para os lados, cabeça erguida.

3.5.1.2. A saída ou *Lift Off* (LO):

São os primeiros 2-3 cm percorridos pela barra no eixo Y devido à extensão dos joelhos enquanto se mantém a posição de todos os outros segmentos. O Quadril e os ombros se movimentam na mesma velocidade, mantendo constante o ângulo de inclinação do quadril.

A primeira fase é executada de forma relativamente lenta e é classificada como orientada à força, por que o objetivo principal é manter a relação dos segmentos do tronco e membros superiores enquanto os joelhos se estendem (J Garhammer, 1984; Gourgoulis et al., 2000; Harbili & Alptekin, 2014)

Tabela 1 - Ângulos dos membros inferiores das duas primeiras fases em atletas de elite

Parte do movimento	Articulação	Graus
i) Primeira fase	Tornozelo	52 – 65°
	Joelho	70-78°
	Quadril	42-47°
ii) Transição/Ajuste	Tornozelo	85-88°
	Joelho	140-150°
	Quadril	90-98°
iii) Segunda fase	Tornozelo	65-70°
	Joelho	130-135°
	Quadril	125°
iv) Tripla extensão	Tornozelo	87°
	Joelho	170°
	Quadril	185-190°

3.5.2. A transição

Se inicia desde a primeira máxima extensão dos joelhos, primeiro instante em que a barra se encontra na mesma altura dos joelhos (Figura 5, frame 4) até a primeira máxima flexão dos joelhos, que é quando a barra se encontra acima da altura do joelhos (figura 5, frame 5). Nesta fase acontece o DKB (*double knee bending*) ou a Dupla Flexão de joelhos (DFJ), que é uma característica de levantadores mais experientes e visualmente pode ser descrito como um deslocamento dos joelhos para embaixo da barra enquanto o tronco se estende.

Figura 5 - Sequência fotográfica da execução do Arranco durante competição da categoria até 77 kg. Fonte: cortesia de Nat Arem da HookGrip

3.5.3. Segunda fase (SF):

Desde a primeira máxima flexão até a segunda máxima extensão dos joelhos (figura 5, frames 5,6 e 7). É a fase mais estudada e também é considerada como a mais importante por que aqui acontece o máximo pico de velocidade vertical (J Garhammer, 1984; Gourgoulis et al., 2009; Hydock, 2001; K Kipp et al., 2012; T J Suchomel, Comfort, & Stone, 2015; T J Suchomel, DeWeese, Beckham, Serrano, & French, 2014). Possui duas subfases:

3.5.3.1. Posição de poder:

É Posição de poder (figura 6) e outro, que é o final da segunda fase, chamado de tripla extensão.

Todos os elementos observados até esta fase deveriam ser iguais no Arranco que no PS.

Figura 6 - Imagem comparativa da “posição de poder”: esquerda Lu Xiaojun (China) Categoria 77Kg, Campeonato do Mundo 2011; na direita Lee James, 90Kg (USA) Jogos olímpicos 1976. Fonte: Joe Macklem, international weightlifting federation

3.5.3.2. Tripla extensão (TE):

É a extensão em conjuntos do tornozelo, joelho e quadril (figura 7), o atleta procura estender o tronco com a máxima velocidade possível enquanto estende as pernas e eleva o máximo possível os ombros com os trapézios (B. H. DeWeese et al., 2012; Frounfelter, 2009; Hardee et al., 2013).

Figura 7 - Tripla extensão de dois atletas das escolas Chinesa e Russa em competições de alto nível. Fonte: HookGrip Images

3.5.4. Entrada ou *Turn Over*:

Inicia após a segunda máxima extensão dos joelhos, até que a barra alcança a máxima altura. Nesta fase o atleta se desloca sob a barra para adotar a posição de encaixe.

3.5.5. Encaixe ou *Catch* (CF).

Inicia desde a máxima altura alcançada pela barra até a estabilização da mesma acima da cabeça.

3.5.6. Recuperação.

Desde o Encaixe (com o peso estabilizado acima da cabeça) até a extensão total dos joelhos.

3.6. Parâmetros cinemáticos da trajetória da barra

Em trabalhos anteriores, os parâmetros cinemáticos da trajetória da barra foram avaliados (H. T. Chiu et al., 2010; Harbili & Alptekin, 2014; Ho et al., 2014; Rossi et al., 2007; Winchester et al., 2009). E existem características comuns na execução técnica do Arranco que criam condições para um levantamento de peso eficiente.

3.6.1. Trajetória da barra no plano sagital.

Esta descreve uma curva em formato de “S” estendida, que permite ao corpo utilizar suas alavancas mecânicas para transferir o momento para a barra (Enoka, 1979; Gourgoulis et al., 2000; Ho et al., 2014; R. a. Roman, 1974). O objetivo principal da execução é aproximar a linha de gravidade da barra para a linha de gravidade do atleta, facilitando assim as alavancas corporais do executante. A Figura 8 exemplifica a execução em atletas de elite, registrada por Garhammer (J Garhammer, 1984; J Garhammer & Gregor, 1979), onde se observa a aproximação de ambas linhas de gravidade.

A linha pontuada apresenta-se o percorrido da barra, que se parece com uma letra “S” estendida. O objetivo de fazer esse percorrido é criar as melhores condições mecânicas que permitam a máxima aceleração vertical. Esse modelo já havia sido observado décadas antes por pesquisadores da cinemática da Halterofilia (Roman, 1970; Vorobiev

1971) onde concluíram que executar essa “S” esticada permite conservar as condições de equilíbrio do sistema atleta-barra e a maior aplicação da força nas fases mais importantes do exercício, por que quanto mais perto fique a barra do atleta e mais adiantados os ombros sobre a vertical da mesma, melhores serão as condições para a execução de um esforço mais potente na puxada.

Seguindo na trajetória da barra, durante a execução existem pequenos deslocamentos horizontais da barra com a linha de referência vertical do ponto inicial de saída e (Bartonietz, 1996; Krol, 2001; Winchester et al., 2009). No momento do Encaixe a principal característica é a estabilidade(Wang, 2009). O encaixe deve acontecer com não mais que 20cm atrás da posição mais avançada da barra (J Garhammer, 1998; Winchester et al., 2009). No deslocamento vertical, a altura máxima da barra é em torno de 69-71% em relação à altura do levantador de peso (Bai, X, Wang, H, Zhang, X, Ji, W, and Wang, 2008; Bartonietz, 1996; Gourgoulis et al., 2000; Ho et al., 2014; Stone et al., 2006).

Figura 8 - Comparação das linhas de gravidade da barra e do levantador enquanto executa a trajetória da barra durante a PF e SF do Arranco (Adaptado de Garhammer, “*Force Plate Analysis of Snatch Lift. International Olympic Lifter*”).

3.6.2. Referente à velocidade da barra.

Durante a PF, a inércia da barra deve ser superada e por isso é caracterizada por uma velocidade reduzida (Baumann. et al., 1988). Aliás, (Bartonietz, 1996; Chapman, 2008; Gourgoulis et al., 2000) demonstraram que existe uma relação direta entre a velocidade inicial reduzida da PF e a velocidade máxima conseguida durante a extensão final do movimento, na SF (figura 9).

Figura 9 - Comparativo do pico de velocidade alcançado em função da velocidade inicial na Primeira Fase (Bartonietz 1996)

Ainda referente à velocidade da barra: uma pequena perda de velocidade aparece durante a fase de Transição (J, Campos, Poletaev P, Cuesta A, Pablos C, 2006). A velocidade vertical na SF é maior que na PF. O pico de velocidade do PS acontece ao final do Segunda Fase, igual que no Arranco. Já neste segundo tem sido relatada a velocidade máxima entre $1,68 \pm 0,03 \text{ ms}^{-1}$ e $1,98 \pm 0,09 \text{ ms}^{-1}$ (Bartonietz, 1996; Campos et al., 2006; Gourgoulis et al., 2009; Ho et al., 2014; Stone et al., 2006).

Alguns pesquisadores têm indicado como característica de desempenho que o pico de velocidade máxima vertical durante a execução do Arranco deve ser alcançado na posição final da SF, especificamente no final da tripla extensão (Garhammer, 2001), mas outros autores têm indicado que isto acontece justamente antes dessa mesma máxima extensão (Baumann. et al., 1988). Já Gourgoulis (Gourgoulis et al., 2000) tem indicado que acontece 30 ms antes do final da SF. No presente estudo foi calculada para cada participante a sua máxima extensão e foi assignado a esse instante o valor zero.

3.6.3. Outros padres cinemáticos

Outro padrão técnico característico de levantadores experientes é a dupla flexão de joelhos do joelho (DFJ) ou *Double Knee Bend (DKB)*. Essa técnica produz um ciclo alongamento – encurtamento (CAE) permitindo o uso de energia elástica armazenada na musculatura do levantador e com isso gerando maior potência (J Garhammer, 1993; Rahmati & Mallakzadeh, 2014) . Alguns atletas possuem uma DFJ mais pronunciada que outros e em alguns é quase imperceptível (Stone et al., 2006).

Durante o Encaixe no Arranco, grande parte dos atletas deslocam os pés para trás, características que é repetida durante o PS, mas isto parece não afetar significativamente o sucesso do Arranco ou a capacidade de levantamento (Schilling et al., 2002), sendo que (R. A. Roman & Z, 1982) indicaram que atletas de elite tem um deslocamento entre 10-18 cm, já (Stone et al., 1998) registraram entre 7-12 cm.

Mas, apesar de existirem características comuns na execução do Arranco, mencionadas anteriormente, cada levantador adota uma técnica diferente para levantar (Gourgoulis et al., 2000; Ho et al., 2014; Stone et al., 1998). Isto gera uma inconsistência na análise do desempenho da técnica do Arranco e que tem sido um ponto de discussão na pesquisa de Levantamento de Peso. Devido a isso, não está claro como essas variáveis evoluem com o treinamento e a identificação da técnica ótima ainda não está clara (Ho et al., 2014) , e é crucial determinar essa progressão para melhorar o treinamento do PS em populações de indivíduos saudáveis.

3.6.4. Eletromiografia

Os movimentos são produzidos pela ação coordenada de vários músculos, enquanto uns se contraem outros relaxam. O termo agonista é aplicado para o músculo que gera o movimento, antagonista é o músculo que gera o movimento oposto ao agonista, estes se relaxam enquanto o primeiro se contrai para produzir o movimento ou contribui durante o movimento com contração excêntrica para realizar um movimento com maior rigidez. Definem-se como sinergistas os músculos que se contraem ao mesmo tempo que se gera o movimento, facilitando ou complementando as ações.

A capacidade de gerar potência muscular é afetada pela interação entre os músculos agonistas, antagonistas e sinérgicos que estão envolvidos nos movimentos articulares (F Arabatzi & Kellis, 2012).

Embora os músculos agonistas sejam capazes de aplicar uma grande força em um curto período de tempo, deve haver um relaxamento complementar e simultâneo dos antagonistas (Moritani, 1993).

A utilização de sobrecarga provoca a ativação de maior número de unidades motoras (UM) e o aumento de disparo dos estímulos elétricos, (Lima 2006). A capacidade de executar movimentos a alta velocidade é afetada pela interação entre os músculos agonista, antagonista e sinergista, envolvidos nos movimentos articulares (Moritani, 1993). Embora os músculos agonistas sejam capazes de aplicar grandes quantidade de força em um curto período de tempo, deve haver um relaxamento complementar e simultâneo dos antagonistas. Isto é conseguido por uma estratégia neural de inibição da musculatura antagonista. (Moritani, T; Muro, M; Ishida, K, and Taguchi, 1987). No entanto, o papel da interação muscular agonista e antagonista nos movimentos de LPO permanece incerto (Fotini Arabatzi & Kellis, 2012) .

Pesquisadores tem atribuído os ganhos significantes de força e velocidade em atletas de levantamento de peso olímpico ao aumento da taxa de recrutamento e disparo de unidades motoras que vêm da sua prática (Fotini Arabatzi & Kellis, 2012; Hakkinen et al., 1986). Sobre os membros inferiores foram estudados os efeitos do treinamento nos músculos extensores do joelho (Häkkinen, Komi, Alén, & Kauhanen, 1987) e tem sido indicado que a prática do LPO causa diferentes adaptações de coativação dos músculos na região do joelho quando comparados com outros métodos de treinamento com pesos (Fotini Arabatzi & Kellis, 2012) e que isso

explicaria o nível de desempenho superior nos membros inferiores dos seus praticantes quando comparados com outras práticas esportivas (Chaouachi et al., 2014; Timothy J. Suchomel et al., 2017; Yavuz, Erdag, Amca, & Aritan, 2015).

Sabe-se que essas capacidades identificadas como próprias dos levantadores de peso olímpico são caracterizadas biomecanicamente pelos padrões motores e sinergias articulares, sendo que a maior e mais detalhada informação acerca da performance da execução dos movimentos do LPO provem da combinação da cinética e cinemática articular (Burdett 1982, Baumann 1985). Daí a importância de estudar estes para compreender como é que são adquiridos.

Já sobre os membros superiores, têm sido pesquisados os níveis dos sinais eletromiográficos no Arranco sob diferentes cargas em atletas de elite, para o Deltoide, bíceps e grande dorsal (Chen et al., 2013), porém com foco em atletas de LPO de elite júnior. Não foram encontrados registros da atividade muscular e coativação nas diferentes fases do PS nem do como acontecem essas adaptações.

O anteriormente exposto indica a importância da aquisição das capacidades técnicas, não só objetivando carregar maior quantidade de peso, mas também para minimizar o risco de lesão que vem de movimentos mau executados.

3.6.5. Padrões de ativação muscular

Co-ativação muscular: é a atividade simultânea dos músculos agonistas e o antagonistas com dominância do primeiro produzindo movimento (Kim, Lee et al. 2016). Dependendo da situação, a coativação dos músculos agonista e antagonista poderia ser aplicada positiva ou negativamente, já que eles estão estreitamente relacionados com a estabilização de articulações e são um fator importante que influencia o movimento humano (Falconer 1985). O nível de coativação muscular ou índice de co-ativação (Kim, Lee et al. 2016), CI da suas siglas em inglês, pode ser quantificado através de eletromiografia (EMG) (Komi 2008). Existem aumentos no nível de co-ativação dos músculos agonistas e antagonistas durante a execução de movimentos rápidos e complexos e isto se deve à resposta de um mecanismo do SNC para controlar e reduzir o risco de lesão articular e para auxiliar na coordenação desse movimento (Kellis 2003).

Sinergias musculares - Se acredita que os músculos são ativados sinergisticamente seguindo um certo padrão que é dependente da tarefa motora (Lacquaniti, Ivanenko et al. 2012, Ting, Chvatal et al. 2012), isto significa que o sistema nervoso central (SNC) não ativa os músculos independentemente (Serrancoli, Monllau et al. 2016).

Generalização é definida como a habilidade de usar o mesmo padrão de ativação muscular para produzir saídas motoras funcionais através de diferentes condições, assim as sinergias musculares podem representar soluções motoras que são ajustadas para agir nessa generalização (Sohn and Ting 2016)

O ser humano, para o controle da postura, utiliza soluções sensória motoras, chamadas de estratégias posturais (Nashner LM 1985, Horak and Nashner 1986), sendo que estas estratégias envolvem sinergias musculares, padrões de movimentos, torques articulares e forças de contato (Horak 1997).

Será necessário controlar dinamicamente a intensidade como a duração da atividade muscular dos diferentes segmentos que representam o movimento.

Já foram feitas comparações entre movimentos de força pura como o agachamento versus os movimentos do LPO, tanto isoladamente como metodologia de melhora da capacidade atlética (Chiu 2007, Seitz, Trajano et al. 2014) ou de movimentos pliométricos versus o *Power Clean* (MacKenzie, Lavers et al. 2014) e incluso treino de resistência versus LPO em crianças, em todos os estudos ficou demonstrado que os exercícios do LPO eram bem melhores em resultados. Parece ser que as capacidades motoras (sinergias, padrões motores) adquiridas permitem comportar melhor a potência e performance atlética.

4. Materiais e Métodos

O presente estudo contou com a participação de 19 voluntários, 11 para o GT e 8 para o GE. Três sujeitos do GT foram excluídos do estudo por que não conseguiram acompanhar as 6 semanas de treino por inconvenientes pessoais e os seus dados não foram considerados nas análises posteriores. Dentro desse grupo participou um competidor mundial (posição 12 no mundo), um campeão latino-americano e um “*ex top-ten*” de LPO. Para o estudo foram consideradas a PF, SF e EF, sendo que a fase de entrada está inserida no EF. Sua análise não foi considerada por que no PS não existe uma entrada propriamente dita e sim uma flexão dos joelhos maior a 90 graus.

4.1. Seleção da amostra

No presente estudo participaram um total 19 voluntários que foram divididos em dois grupos. O primeiro grupo esteve conformado por 11 sujeitos, 7 homens e 4 mulheres, com massa média de 68.6 ± 12.7 kg e altura média de 1.67 ± 0.05 m. Todos eram praticantes ocasionais (1-2 vezes por semana) de alguma atividade física recreacional com duração de 1-1.5 horas. Durante o início dos treinos estas foram suspensas. Deste grupo apenas um apresentou dominância esquerda, o resto dos participantes apresentaram mão direita dominante. Os critérios de inclusão no experimento foram: os sujeitos não deveriam apresentar histórico de lesões músculo esqueléticas nos últimos 12 meses antes do início dos treinamentos; não deveriam ter nenhuma experiência anterior na prática esportiva de Levantamento de Peso Olímpico (LPO) ou *Crossfit*; conseguir suportar o 40% da sua massa por cima da cabeça e com os braços estendidos. Este grupo foi denominado Grupo Treinado (GT).

O segundo grupo foi conformado por 8 voluntários, 6 homens e 2 mulheres, 1.74 ± 0.11 m, e uma massa de 81.91 ± 14.79 kg, todos com mão direita dominante. O critério de inclusão é ter a prática constante de no mínimo 3 anos no LPO e/ou *Crossfit* e não ter histórico de lesões músculo esqueléticas nos últimos 12 meses antes da coleta. Este grupo foi chamado de Grupo Experiente (GE)

Antes do início dos treinos (GT) e coleta (GE) todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), no Anexo B. Todos os procedimentos experimentais foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo (CEPH-IPUSP).com número CAEE 55616716.0.0000.5561.

4.2. Protocolo de treinamento

Os treinos, para o GT, foram realizados 3 vezes por semana, durante 6 semanas contínuas. Os treinos para todos os sujeitos foram realizados na Academia Companhia Athletica (CIA), unidade Kansas (Brooklyn) – São Paulo. Cada treino teve uma duração aproximada entre 70-80 minutos e foi ministrado sem custo para os voluntários. O aquecimento realizado para o Grupo Treinado (GT) foi padronizado e foi similar ao feito pelos praticantes de LPO (Levantamento de peso olímpico), que inclui trote leve, movimentação articular, alongamentos e exercícios dinâmicos e várias execuções com a barra, antes do início do treino. O mesmo aquecimento foi executado antes de cada coleta de dados. Já o Grupo Experiente realizou o seu próprio aquecimento padrão individual.

Todos os participantes do GT completaram o mesmo treino, sendo a parte educacional com exercícios derivados do LPO e cargas correspondentes a 25-35% do peso corporal, com a sequência de aprendizado denominada “Top-Down” (J Garhammer & Takano, 2003; Takano, 2013), i.e. aprender primeiro os movimentos do encaixe (Top) e ir descendo até os movimentos que involucram a postura inicial (Down). A quantidade de séries x repetições (volume) semanais foi a mesma para todos os participantes e seguiu o estabelecido para o processo de treino de iniciantes (R. a. Roman, 1974).

O procedimento de treino está representado na figura 10, começa com o voluntário assinando o termo de consentimento (TCLE) e iniciando os treinos. Cada treino foi ministrado e corrigido pelo especialista, com uma duração total de 1.5 horas cada. Após duas semanas o sujeito era encaminhado para o Laboratório de Biomecatrônica na Poli-USP onde eram realizadas as coletas de dados. Essa coleta era chamada de Sessão 1 (S1). Daí voltava para a CIA para continuar com as seguintes duas semanas de treinos e a sequência foi repetida mais duas vezes até completar a S3.

Figura 10 – Diagrama de sequência e testes do experimento

4.3. Equipamento Levantamento de Peso Olímpico

Barra de Levantamento de peso: A barra obedece a características determinadas pela *IWF* (*IWF - International Weightlifting Federation*) que estabelece os parâmetros e características das mesmas (IWF, 2013). Academias e Box de Crossfit adquirem estas para seus treinamentos. Todos os participantes treinaram nessas barras padronizadas. Uma barra com características similares foi adquirida para os testes no laboratório. As características estabelecidas para uma barra padrão estão detalhadas na figura 11.

Figura 11 - Parâmetros de uma barra olímpica. Fonte: *IWF Handbook*

Anilhas ou discos: Obedecem também aos padrões estabelecidos pela IWF e são os mesmos que usados em competição. Sua principal característica é a altura que comportam e que serve como medida de segurança em caso de acidente. A mesma

altura foi recriada no laboratório para não alterar as condições de início do levantamento.

4.4. Instrumentos

4.4.1. Análise cinemática: 7 câmeras de infravermelho da marca *Optitrack Flex13* com resolução de 1280x1024, 1.3 MP cada uma, com frequência de 120 FPS e latência de 8.33 ms conectadas a um servidor com o Software de Captura de Movimento *Motive*. As câmeras foram posicionadas tentando cobrir os 360° da barra e sujeito (figura 12). A cada coleta de dados as câmeras foram calibradas mediante o programa *Optitrack Motive*.

Figura 12- Configuração do laboratório para o registro 3D da trajetória da barra e articulações durante execução do *Power Snatch*.

Foram utilizados 16 marcadores refletivos, 2 posicionados nas laterais da barra e 14 foram posicionados (Figura 13) nas projeções das posições anatômicas seguintes: Acrômio (M1), epicôndilo lateral (M2), estiloide da ulna (M3), trocânter

maior do fêmur (M4), epicôndilo lateral do fêmur (altura ligamento colateral medial, M5), maléolo lateral (M6), cabeça do quinto metatarso (M7).

Cada marcador refletivo foi posicionado usando uma fita dupla face 3M 24 mm x 3m. Previamente, a zona foi limpada com algodão com álcool e, se necessário, raspar os pelos da região.

As posições dos marcadores refletivos tanto na barra como nas posições anatômicas foram escolhidas por que permitem fazer os registros cinemáticos da trajetória da barra e dos segmentos corporais que representam a execução técnica do PS.

4.4.2. Reconstrução cinemática: Para reconstruir as projeções das posições anatômicas no plano sagital, foram exportadas as datas registradas de cada PS pelo *Motive* para o formato .CSV (*comma-separated values*), que permite uma posterior importação em diferentes programas de software. Os dados contém informação do movimento em 3 dimensões.

Figura 13 - Posicionamento dos eletrodos de EMG e marcadores refletivos.

Vistas Posterior e Frontal

Posteriormente a data foi importada no Matlab 2018a da *Mathworks*. Nesta fase a data foi dividida em duas seções, uma correspondente à barra para geração da trajetória e outra correspondente à cinemática angular do executante. Foram criados em *Matlab* os *Scripts* para importação, plotagem da trajetória e cinemática do executante (código no Apêndice B).

4.4.3. Registro eletromiográfico: Para registro dos dados eletromiográficos (EMG) foi utilizado o eletromiógrafo BTS *FreeEMG*, com frequência de 1KHz. Foram utilizados em total 8 sensores sem fio, posicionando cada um nos ventres musculares dos seguintes músculos:

Tabela 2 - Posição do EMG, nome e identificação dos músculos analisados

Identificador EMG	Músculo	Siglas
EMG1	Trapézio (Trapézius)	TRAP
EMG2	Deltoide Medial (Deltoideus medius)	DELT
EMG3	Bíceps braquial cabeça longa (Biceps brachii)	BICE
EMG4	Tríceps braquial cabeça longa (Triceps brachii - long head)	TRIC
EMG5	Eretor espinhal – longuíssimo (Erector Spinae -longissimus)	EREC
EMG6	Bíceps femoral – cabeça longa (Biceps femoris)	FEMO
EMG7	Vasto Lateral (Vastus Laterallis)	VAST
EMG8	Gastrocnêmio cabeça medial (Medial gastrocnemius).	GAST

Os sensores foram posicionados seguindo as recomendações estabelecidas pelo SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*). A posição correspondente para cada músculo se encontra no Anexo A.

Cada sensor foi reforçado na sua fixação por meio de uma fita adesiva porosa Nexcare 25mm da marca 3M. Antes de fixar os sensores na posição correspondente preparou-se a pele do sujeito com os seguintes procedimentos: raspagem dos pelos da região com aparelho de barbear descartável, em seguida limpeza da região com uso de algodão com álcool, esperar secar e posicionar o sensor.

Em seguida, todos os sensores foram pareados com a Palm HP e o sinal eletromiográfico adquirido com o *BTS EMG Analyzer*, com frequência de amostragem de 1000 Hz.

Para sincronizar os dados eletromiográficos junto com os cinemáticos foi desenvolvido um programa em linguagem C# chamado de OW_Metronome. O OW_Metronome está instalado no mesmo notebook que faz a aquisição da eletromiografia. Este emite um som (*beep*) que é escutado pelo executante. Ao escutar o quinto beep o sujeito dá início ao movimento. O programa inicia a gravação eletromiográfica automaticamente (trigger) no quinto som (*beep*), que por sua vez está sincronizado a um LED que só pode ser visualizado mediante as câmeras infravermelhas, permitindo assim sincronizar EMG com o vídeo.

4.5. Variáveis de interesse

Na figura 14 estão representadas o conjunto de variáveis que foram analisadas para cada sujeito através das sessões. As medições foram feitas considerando como ponto inicial de partida a interseção entre do lado direito da barra, em cujo centro foi posicionado um marcador, e a linha vertical de referência do mesmo. Esse valor é a coordenada (0,0).

4.5.1. Variáveis cinemáticas verticais

Representam o deslocamento da barra no eixo Y.

- 1) Dty: Indica a altura máxima que alcança a barra durante a execução do PS
- 2) Dyc: Representa a distância vertical que precisa cada sujeito para executar o encaixe (CA).

4.5.2. Variáveis cinemáticas horizontais

Representa os deslocamentos da barra no plano ântero-posterior através das fases do PS.

- 3) $Dx1$: Considera distância máxima entre a linha vertical de referência e o marcador na barra durante a PF.
- 4) $Dx2$: Considera distância máxima entre a linha vertical de referência e o marcador na barra durante a SF.
- 5) Dxc : Considera distância máxima entre a linha vertical de referência e o marcador na barra durante a CF.
- 6) Dtx : É a distância máxima alcançada no plano ântero-posterior desde o início do PS até o encaixe final.

Figura 14 - Varáveis analisadas na trajetória da barra durante a execução do Power Snatch, adaptado de (Stone et al., 2006)

Na figura 15 estão representados os ângulos que foram analisados. A maior parte dos pesquisadores tem analisado o joelho e alguns o tronco. Para o nosso estudo consideramos as seguintes projeções angulares:

- 7) α_1 =ângulo do tornozelo, formado pelos marcadores colocados cabeça do quinto metatarso (M7) e o maléolo lateral (M6)
- 8) α_2 =ângulo do joelho, formado trocânter maior do fêmur (M4), epicôndilo lateral do fêmur (altura ligamento colateral medial, M5), maléolo lateral (M6)
- 9) α_3 =ângulo do tronco: formado pelo Acrômio (M1), o trocânter maior do fêmur (M4) e o epicôndilo lateral do fêmur (altura ligamento colateral medial, M5).

Os ângulos foram medidos até o final da SF, devido ao que no momento do EF o marcador do acrômio (M1) não conseguia ser registrado.

Figura 15 - Representação gráfica dos ângulos a serem analisados: α_1 =ângulo do tornozelo, α_2 =ângulo do joelho, α_3 =ângulo do tronco. Fonte: Elaboração própria

O script desenvolvido em Matlab que calcula os ângulos articulares, normalização e plotagem dos mesmos se encontra no Apêndice B.

4.6. Coleta dados

Duas horas antes de cada coleta foi realizada ligação por celular para confirmar a presença e indicar ao sujeito de evitar ingerir uma quantidade de alimentos que comprometa seu conforto durante o teste. Já no laboratório foram preparados para o posicionamento dos eletrodos e os marcadores refletivos. Começaram a aquecer

utilizando o mesmo protocolo e calçado dos treinos. Depois foram instruídos a fazer um aquecimento prévio de 6 repetições de *Power Snatch* com a barra, 2 séries de 3 repetições (2x3) com 30% do peso corporal (PC), 1x1 com 35% peso corporal e 1x1 com 40% PC. Enquanto faziam o aquecimento foi realizado um ensaio prévio usando o som do OW_Metronome.

Já na coleta, os sujeitos foram informados de que iriam a executar uma única repetição do Power Snatch e que tentassem de ser feita da melhor forma possível. Foram instruídos a se colocar frente à barra, se preparar na posição inicial de saída e iniciar o movimento ao escutar o quarto beep. As câmeras iniciam primeiro a gravação e imediatamente inicia o EMG controlado pelo OW_Metronome.

4.7. Processamento

A partir dos dados obtidos tanto pela captura das câmeras como do eletromiógrafo, todas as análises foram conduzidas por rotinas escritas no ambiente de programação *Matlab* (*Matlab 2017^a, Mathworks*). O registro eletromiográfico do PS, assim como o vídeo da execução já se encontram sincronizados pelo *trigger* do OW_Metronome. Esses dados são exportados para *Matlab* para o processamento.

4.7.1. Cálculo da Trajetória

Os dados cinemáticos foram registrados e a parte correspondente aos marcadores refletivos exportados a arquivos extensão .csv. Pelo tamanho da matriz de dados correspondente por cada sujeito foi importado para o Excel 2010, para ter registro de cada sessão separado por planilha.

Desde aqui os dados a serem trabalhados foram exportados para Matlab versão 2017a, onde foram desenvolvidos scripts para calcular as velocidades, acelerações, distâncias e ângulos e a trajetória da barra.

4.7.2. Sinais eletromiográficos

Os dados da eletromiografia foram convertidos do formato .tdf para .mat. Foram desenvolvidos scripts para normalizar, filtrar e plotar as atividades musculares e índices de coativação muscular. Os sinais eletromiográficos foram filtrados com um filtro passa banda, de quarta ordem, do tipo *Butterworth*, com uma frequência de corte de 4-400 Hz. Em seguida o sinal foi retificado, suavizado com um filtro passa baixa adicional e normalizado pela respectivo Pico Máximo do Sinal Eletromiográfico

(PMSemg), obtido do movimento até a SF com uma carga correspondente ao 70% do peso corporal. Ativação muscular foi definida como o sinal maior que 20% do pico máximo do sinal eletromiográfico atingido.

No PMSemg é caracterizado pelo pico do sinal EMG encontrado no movimento ou ciclo estudado (Burden & Bartlett, 1999). A este atribui-se 100% e (Robertson, 2004) indica que esta seria a melhor forma para se normalizar contrações dinâmicas.

Para a coativação muscular foi utilizado a seguinte fórmula baseada no método de (Hesse, Brandl-Hesse, Seidel, Doll, & Gregoric, 2000) e representada na equação 1, e avaliado por (Souissi, Zory, Bredin, & Gerus, 2017).

$$IC = \frac{2 \times \text{Área comum}}{(\text{área EMG antagonista} + \text{área EMG ago})} \times 100 \text{ (eq. 1)}$$

Assim, as equações para determinar o índice de coativação muscular entre os músculos BICE e TRIC (equação 2)

$$IC = \frac{2 \times \text{Área comum}}{(\text{área EMG TRIC} + \text{área EMG BICE})} \times 100 \text{ (eq. 2)}$$

E para determinar o índice de coativação entre o VAST e FEMO (equação 3)

$$IC = \frac{2 \times \text{Área comum}}{(\text{área EMG FEMO} + \text{área EMG VAST})} \times 100 \text{ (eq. 3)}$$

4.8. Análise estatística

Para comparar as variáveis cinemáticas e os tempos de execução foi aplicada ANOVA (*Analysis of variance*) para medidas repetidas. A normalidade e homogeneidade das variâncias das seguintes variáveis foram verificadas por meio do método de Kolmogorov-Smirnov e o de pressuposição de esfericidade pelo teste de Mauchly. Também foi aplicado o teste de correlação de Pearson para as diferentes variáveis analisadas.

Foi aplicado o Teste-T para duas amostras independentes para as variáveis dos grupos GT e GE.

Cada variável possui 3 diferentes medições, que correspondentes a cada sessão: sessão1 (S1), sessão 2(S2) e sessão 3(S3), sendo para cada uma delas:

- Distância horizontal percorrida da barra durante a PF nas sessões 1,2 e 3:
 $(Dx1) = s1_dx_1f, s2_dx_1f; s3_dx_1f.$
- Distância horizontal percorrida da barra durante a SF nas sessões 1,2 e 3
 $Dx2= s1_dx_2f, s2_dx_2f, s3_dx_2f$
- Distância horizontal percorrida da barra durante a CF nas sessões 1,2 e 3:
 $Dxc= s1_dx_enc, s2_dx_enc, s3_dx_enc$
- Distância horizontal total percorrida da barra durante a PF nas sessões 1,2 e 3:
 $Dtx= s1_dxTotal, s2_dxTotal, s3_dxTotal$
- Distância vertical percorrida da barra nas sessões 1,2 e 3:
 $Dty=s1_dty, s2_dty_s3_dty$
 $Dyc= s1_dyc, s2_dyc, s3_dyc$
- Picos de Velocidade:
 - Durante a sessão 1 nas fases PF, SF e CF: $Veloc_Peak\ s1_1,$
 $Veloc_Peak\ s1_2, Veloc_Peak\ s1_c,$
 - Durante a sessão 2 nas fases PF, SF e CF: $Veloc_Peak\ s2_1,$
 $Veloc_Peak\ s2_2, Veloc_Peak\ s2_c,$
 - Durante a sessão 3 nas fases PF, SF e CF: $Veloc_Peak\ s3_1,$
 $Veloc_Peak\ s3_2, Veloc_Peak\ s3_c.$
- Sobre as velocidades máximas no eixo ântero-posterior: as velocidades registradas (m/s) foram consideradas como positivas quando a barra se desloca para frente do executante e negativas aquelas em que a barra se desloca em sentido do executante. Esta identificação no deslocamento é importante por que permite definir o padrão da trajetória da barra desde o plano sagital do executante.
- Tempos de duração das fases:

- Tempos de duração da Sessão 1: s1_timetotal, s1_time1, s1_time2, s1_timec,
- Tempos de duração da Sessão 2: s2_timetotal, s2_time1, s2_time2, s2_timec,
- Tempos de duração da Sessão 3: s3_timetotal, s3_time1, s3_time2, s3_timec.

Foi aplicado o teste de normalidade de Lilliefors (Kolmogorov-Smirnov, KS) para cada conjunto de dados de cada uma das variáveis anteriormente mencionadas. Os resultados dos testes para os valores correspondentes ao eixo horizontal X estão indicados na Tabela 3. Foram confirmados que possuíam uma distribuição normal.

Tabela 3 - Valores do teste de normalidade das variáveis de deslocamento da barra no eixo horizontal nas sessões 1,2 e 3.

Variável no eixo X	Valores D e <i>p-value</i>
s1_dx_1f	D = 0.12372, p-value = 0.9091
s1_dx_2f	D = 0.29471, p-value = 0.008303
s1_dx_enc	D = 0.20356, p-value = 0.229
s1_dxtotal	D = 0.17828, p-value = 0.8168
s2_dx_1f	D = 0.19902, p-value = 0.2584
s2_dx_2f	D = 0.18168, p-value = 0.3938
s2_dx_enc	D = 0.20436, p-value = 0.224
s2_dxtotal	D = 0.20569, p-value = 0.216
s3_dx_1f	D = 0.15211, p-value = 0.6782
s3_dx_2f	D = 0.14683, p-value = 0.7293
s3_dx_enc	D = 0.12503, p-value = 0.9014
s3_dxTotal	D = 0.1312, p-value = 0.8607

Os resultados do teste de normalidade de Lilliefors para as máximas velocidades através das fases e das sessões se encontram na Tabela 4.

Tabela 4 - Valores do teste de normalidade das variáveis correspondentes para máxima velocidade na PF, SF e CF nas sessões 1,2 e 3.

Variável de velocidade máxima	Valores D e <i>p-value</i>
Veloc. Peak s1_1	D = 0.22457, p-value = 0.1255
Veloc. Peak s1_2	D = 0.25475, p-value = 0.044, porém D<0.41
Veloc. Peak s1_c	D = 0.13386, p-value = 0.841
Veloc. Peak s2_1	D = 0.11934, p-value = 0.9324
Veloc. Peak s2_2	D = 0.17754, p-value = 0.4308
Veloc. Peak s2_c	D = 0.1494, p-value = 0.7047
Veloc. Peak s3_1	D = 0.19323, p-value = 0.2997
Veloc. Peak s3_2	D = 0.12201, p-value = 0.9186
Veloc. Peak s3_c	D = 0.10103, p-value = 0.9894

Na tabela 5 estão os resultados para o teste de normalidade para os tempos totais e de cada fase através das sessões.

Tabela 5 - Valores do teste de normalidade das variáveis correspondentes para os tempos de duração da PF, SF e CF nas sessões 1,2 e 3.

Variável de tempo de duração	Valores D e <i>p-value</i>
s1_time1	D = 0.14506, p-value = 0.746
s1_time2	D = 0.2106, p-value = 0.1883
s1_timec	D = 0.17633, p-value = 0.4419
s1_timetotal	D = 0.21651, p-value = 0.159
s2_time1	D = 0.18373, p-value = 0.3761
s2_time2	D = 0.19029, p-value = 0.3223
s2_timec	D = 0.19839, p-value = 0.2627
s2_timetotal	D = 0.14592, p-value = 0.7379
s3_time1	D = 0.19419, p-value = 0.2926
s3_time2	D = 0.1784, p-value = 0.423
s3_timec	D = 0.1982, p-value = 0.264
s2_timetotal	D = 0.19732, p-value = 0.2701

Foi aplicado o método da Correlação de Pearson para todos os parâmetros do Grupo Treinado (GT), sendo apresentados os valores da correlação estatisticamente significativos:

Para deslocamento horizontal (eixo X) da trajetória da barra:

- Entre a Primeira Fase (PF) e a Segunda fase (SF):
 - S1 = 0,670
 - S3 = 0,764
- Entre a Segunda Fase (SF) e a Fase de Encaixe (EF)
 - S1:0,623
 - S3:0,554

Para as máximas velocidades foram encontrados os seguintes valores:

- Na segunda fase (SF) versus Fase de Encaixe (EF):
 - S1 = 0,824,
 - S2 = 0,952,
 - S3 = 0,991.
- Neste mesmo parâmetro o Grupo Especialista (EG) obteve o coeficiente de correlação de 0,986.

5. Resultados

A continuação apresentaremos os resultados dos parâmetros descritos no capítulo anterior.

5.1. Durações de cada fase:

Na tabela 6 estão representados os tempos para cada fase e sua correspondente porcentagem. Se observa que o tempo de execução da PF aumenta de 0,83 (S1) segundos para 1,073 segundos (S2) e se manteve em 1,067 (S3). A resolução temporal devido à frequência de amostragem é de 8,333 ms. Por isso não consideramos que houveram mudanças. Para a SF, diminuiu de 0,363 (S1) para 0,359 (S2) segundos e depois para 0,37 (S3) segundos. Na EF aumentou de 0,587 (S1) para 0,644 (S2) segundos e diminuiu para 0,458 (S3) segundos. O tempo total para uma repetição de *Power Snatch* foi de 1,780 s (S1), 2,076 s (S2) e 1,896 s (S3). A duração da SF não tem diferenças estatisticamente significativas entre S3 e o GT.

5.2. Trajetória da barra

Para facilitar a análise vamos decompor a trajetória da barra em dois eixos, vertical e horizontal. Esta divisão é condizente com as instruções para a realização da tarefa: ao respeito de levantar o peso e ao respeito de manter a barra a mais próxima do corpo.

Os parâmetros relativos ao deslocamento no eixo vertical estão representados na Tabela 7, organizados por grupos e sessão. Dty é uma variável que considera a altura máxima alcançada pela barra, que pela a minha experiência seria o necessário para o executante se-sentir confortável de executar o EF. Dyc indica a distância percorrida pela barra desde a posição de saída até o EF. Os parâmetros relacionados com a trajetória vertical da barra foram normalizados com a altura do sujeito e convertidos a porcentagem.

Dty foi diminuindo ao longo das sessões, de $107,31 \pm 4,78$ (S1) para $106,44 \pm 4,95$ (S2) e $104,49 \pm 4,45$ (S3). Os valores de Dyc também foram diminuindo (média), de $96,88 \pm 7,14$ (S1) para $93,82 \pm 5,24$ (S2) e $91,27 \pm 4,33$ (S3). Os valores do GT no

eixo Y diminuíram, porém ainda não chegaram aos valores do Grupo Especialista (GE): Dty($97,22 \pm 5,34$) e Dyc (84.00 ± 5.09).

O deslocamento no eixo ântero-posterior, representado na Tabela 8, através das sessões para o GT e a sessão única para o GE. A média na PF, denominada Dx1, não teve mudanças significativas através das sessões. Dxc (média) em S1 teve 0,233 m, em S2 diminuiu para 0,203 e em S3 aumentou para 0,210. O deslocamento horizontal na segunda fase, chamado Dx2 e o deslocamento total (Dxt) foram decrescendo continuamente, Dx2 registrou em S1 0,115m, o mesmo valor em S2 (0.115) e diminuiu significativamente em S3 para 0,088 m. Dxt em S1 0,244 m, se manteve em e valores muito similares em S2 e S3.

Tabela 6 - Tempo de duração de cada fase (absoluta e %) por sessões e por cada grupo

Fase	GT (Grupo Treinado)						Grupo Especialista (GE)	
	Sessão 1 (s)	% Duração	Sessão 2 (s)	% Duração	Sessão 3 (s)	% Duração	Sessão Única (s)	% Duração
PF	0,830±0,36	45%	1,073±0,55	49,7%	1,067±0,34	55,3%	0,785±0,38	47,1%
SF	0,363±0,09	20,9%	0,359±0,08	18,5%	0,370±0,10	19,8%	0,374±0,05	24,3%
EF	0,587±0,15	34,2%	0,644±0,28	31,8%	0,458±0,11	24,9%	0,436±0,07	28,6%
Duração Total	1,780±0,44	100%	2,076±0,66	100%	1,896±0,39	100%	1,596±0,41	100%

Tabela 7 - Resultados da Cinemática vertical (parâmetros) registrada através das sessões e para ambos os grupos

Variáveis cinemáticas verticais	GT (Grupo Treinado)			Grupo Especialista
	Sessão 1	Sessão 2	Sessão 3	Sessão única
Dty – Altura máxima da barra (normalizada à altura do sujeito - %)	107,31±4,78	106,44±4,95	104,49±4,45	97,22±5,34
Dyc – Distância vertical: da posição inicial até o Encaixe (Normalizada à altura do sujeito - %)	96,88±7,14	93,82±5,24	91,27±4,33	84,00±5,09

Tabela 8 - Resultados da Cinemática horizontal (variáveis) registrada através das sessões e para ambos os grupos

Variáveis cinemáticas horizontais	GT (Grupo Treinado)			Grupo Especialista
	Sessão 1	Sessão 2	Sessão 3	Sessão única
Dx1 – Deslocamento Eixo X -Primeira Fase (m) - média	0,033±0,021	0,042±0,023	0,040±0,021	0,025±0,024
Dx2 - Deslocamento Eixo X -Segunda Fase (m) - média	0,115±0,023	0,115±0,056	0,088±0,031	0,116±0,031
Dxc - Deslocamento Eixo X - Fase Encaixe(m) - média	0,233±0,059	0,203±0,062	0,210±0,055	0,163±0,034
Dtx - Deslocamento Eixo X -Total (m) - média	0,244±0,053	0,215±0,050	0,214±0,056	0,175±0,021

Tabela 9 - Pico de Velocidade nas diferentes fases do PS (média) através das sessões e comparativo para ambos os grupos

Variáveis	Sessão 1 GT	Sessão 2 GT	Sessão 3 GT	GP
Máxima velocidade vertical na Primeira Fase (m.s ⁻¹),	1,57±0,57	1,38±0,53	1,28±0,58	1,09±0,55
Máxima velocidade vertical na Segunda Fase (m.s ⁻¹),	2,75±0,42	2,74±0,37	2,81±0,35	2,77±0,31
Máxima velocidade vertical na Fase Encaixe (m.s ⁻¹),	2,63±0,44	2,62±0,35	2,75±0,33	2,73±0,36

Na Tabela 9, estão representados os picos de velocidade (média) em diferentes fases e organizado por sessões, e comparando entre os grupos: na PF o pico de velocidade diminuiu entre sessões. A continuação todos os valores estão expressados em (m.s^{-1}): S1 registrou 38,25, S2 foi 33,23 e S3 32,04. Os valores da SF foram S1 com 66,59, S2 com 66,37 e S3 com 68,83. Os valores na EF foram, S1 com 63,57, S2 com 63,52 e S3 com 73,90.

Tabela 10 - Instantes de pico de velocidade vertical considerando o final da máxima extensão como valor = zero

GT			EG
S1	S2	S3	
-34,85 $\pm$ 43,91	-29,55 $\pm$ 29,67	-17,42 $\pm$ 27,25	10,42 $\pm$ 18,77

Na tabela 10 estão representados quando acontecem os picos de velocidade máxima vertical alcançada, valor que ocorre sempre durante a SF. Este valor acontece durante o final da tripla extensão. Em nosso estudo ele foi medido pela máxima altura alcançada pelo trocâter e esse instante foi chamado de valor zero. Quanto aos valores, para o GT os instantes de pico de velocidade são negativos e vão se aproximando do valor zero através das sessões, já o GE tem seu valor positivo. Nas figuras 16 e 17 pode ser observado graficamente este comportamento. Na figura 16 estão representados os valores que indicam quando acontecem os instantes de velocidade máxima para o Grupo Especialista (GE). Na figura 17 tem os comparativos através das sessões para o GT, se observa a tendência de o instante do pico de velocidade se aproximar ao ponto zero.

Figura 16 - Instantes de velocidade máxima durante o final da SF para o GE

Figura 17 - Comparativo dos instantes de velocidade máxima no final da SF e através as sessões para o GT

Na tabela 11 se apresentam as velocidades do deslocamento da barra no eixo ântero-posterior para ambos os grupos. Se consideram velocidades positivas aquelas que vão em sentido de afastar a barra do executante e negativas as que aproximam a barra ao executantes. As velocidades no plano ântero-posterior vão diminuindo através das semanas: positivo ou negativo, sendo que as máximas negativas possuem valores mais próximos as do GE que as positivas.

Tabela 11 -Velocidades máximas (médias) no eixo ântero-posterior por fase e por sessão para os grupos GT e GE

		GT			GE
		Sessão 1 (m/s)	Sessão 2 (m/s)	Sessão 3 (m/s)	Sessão única (m/s)
Positivo	PF	0,16±0,09	0,16±0,06	0,13±0,09	0,08±0,04
	SF	3,43±8,35	0,56±0,24	0,52±0,17	1,08±0,35
	EF	0,88±1,90	2,63±7,83	0,18±0,28	0,49±0,24
Negativo	PF	-0,07±0,06	-0,06±0,06	-0,05±0,06	-0,10±0,06
	SF	-4,60±8,36	-0,03±0,15	-0,03±0,19	-0,20±0,06
	EF	-1,46±2,06	-3,10±7,95	-0,83±0,26	-0,74±0,22

As velocidades e suas direções no plano ântero-posterior estão relacionadas com o padrão de deslocamento da barra em cada fase. Dito padrão é mostrado na figura 18 para 4 sujeitos do GE. Pode ser observado um padrão no GE, que tem sido observado em alguns atletas de elite em função do deslocamento da barra no plano ântero-posterior. A região correspondente à valores negativos estão indicados com cor vermelho. A figura 18 indica que existe o padrão de deslocamento horizontal positivo-negativo-positivo para o GE, onde se observa que no início da PF a barra se desloca em sentido positivo e imediatamente depois em sentido negativo entre o final da PF e a metade da SF. No final da SF voltará a ter um deslocamento positivo. Com diferentes valores nas velocidades, mas com esse padrão definido.

Na figura 19, está representada a trajetória para um sujeito do GT: na S1 ele ainda não define, sendo incluso intermitente (positivo-negativo-positivo-negativo), na S2 ele descreve um valor neutro-negativo-positivo e partir da S3 ele descreve o padrão do GE: positivo-negativo-positivo.

Figura 18- Velocidade no plano ântero-posterior registradas em 4 sujeitos do GE

Na figura 20 está mostrada a evolução da trajetória da barra para um sujeito do GT. Se observam diminuições nas variáveis verticais, assim como as correspondentes ao plano ântero-posterior.

Figura 19 - Velocidade no plano ântero-posterior registradas nas 3 sessões (S1, S2 e S3) para um sujeito do GT

Figura 20 - Trajetória da barra a través das sessões para um sujeito do GT.

Na tabela 9 estão os resultados da análise dos picos de velocidade horizontal e vertical entre S1 e S3 para o GT e o GE, indicando em que percentagem da fase os mesmos acontecem. Nos valores horizontais só a SF do GT converge com a do GE, a PF e EF não convergem.

Já enquanto aos verticais, as PF e EF do GT convergem com os do GE, a PF não converge.

Tabela 12 - Instantes de pico de velocidade (Horizontal e Vertical) nas diferentes fases do PS (% da fase) registrados através das sessões para ambos os grupos

		Sessão 1 % Fase	Sessão 3 % Fase	GE - % Fase
Horizontal	PF	64.5±30.3	65.9±20.5	56.7±29.2
	SF	83.0±13.8	80.6±2.3	81.0±8.8
	EF	63.1±10.9	75.8±8.2	71.7±7.4
Vertical	PF	97.8±4.4	97.0±5.0	98.8±1.9
	SF	92.7±6.4	97.5±4.6	98.9±2.2
	EF	64.1±12.5	75.9±8.4	72.6±7.7

5.3. Modelo cinemático proposto do Levantamento de Peso Olímpico

Na Figura 21 observa-se a representação da proposta de um modelo para analisar a cinemática do Levantamento de peso olímpico e que pode ser aplicado tanto no Arranco (*Snatch*) como no Clean.

Esta representação cinemática contempla três seções diferentes:

1. Na seção do meio, as 6 fases do levantamento de peso, que foram descritas anteriormente, junto com as suas subdivisões. Para a correta execução do movimento o sujeito deverá realizar todas elas.
2. Do lado esquerdo, os ângulos formados pelos membros inferiores e o tronco, que vão mudando em função de cada fase. Não existem ângulos fixos determinados e sim valores estabelecidos pelo treinador em função das individualidades de cada um.

3. A barra: Contempla as diferentes velocidades que caracterizam o movimento assim como a altura máxima alcançada e distância do corpo (deslocamento horizontal).

Estas três seções interagem entre si com o intuito de descrever a trajetória da barra sobre a óptica das três possíveis de Vorobyev (Vorobyev, 1978).(Vorobyev, 1978)

Figura 21 - Modelo proposto da análise cinemática para o Arranco e o Clean. Fonte: Elaboração própria

5.4. Ângulos do tornozelo, joelho e tronco no plano sagital

Para o presente estudo foram analisados os ângulos das articulações de tornozelo, joelho e o tronco nas fases de PF e SF. Estes ângulos e fases são consideradas as mais relevantes na bibliografia da área de LPO (Chen et al., 2013; J Garhammer & Newton, 2013; K Kipp, Harris, Sabick, Kuhlman, & Redden, 2006; Lauder & Lake, 2008; Rucci & Tomporowski, 2010; Zwaan, Becher, & Harlaar, 2012).

Na tabela 10 temos os registros correspondentes aos máximos ângulos alcançados durante a PF e SF para o tornozelo, joelho e tronco a través das sessões para o GT e para a sessão única para o GE.

Tabela 13 - Ângulos máximos de tornozelo, joelho e tronco alcançados durante PF e SF para através das sessões para GT e GE

		Sessões GT			GE
	Fase	S1	S2	S3	
Tornozelo (°)	PF	108.55±5.09	105.41±7,33	106.48±8,82	102.83±6.19
	SF	135.41±9.44	132.56±13.3	132.64±13.16	125.64±5.19
Joelho (°)	PF	155.25±7.05	154.71±12.02	150.35±8.10	146.56±8.41
	SF	169.95±4.91	170.65±8.62	166.61±5.33	168.75±7.09
Tronco (°)	PF	91.11±6.27	92.53±6.00	92.07±5.58	94.69±7.92
	SF	177.49±8.18	178.39±9.43	178.11±9.61	188.56±9.81

Durante a primeira fase (PF), só os ângulos do joelho e tronco mostram uma tendência a se aproximarem aos valores do joelho e tronco do Grupo Especialista (GE) e na segunda fase (SF) só os valores do joelho se aproximam aos do GE.

Devemos indicar que quando indicamos que os valores convergem, estamos indicando que se trata da convergência dos valores médios dos S1 S2 e S3 se aproximando ao valor médio do GE.

Na figura 22 está o comportamento angular de um sujeito do GT na S1 e na figura 23 para o mesmo sujeito na S3 e na figura 24 os mesmos ângulos para um sujeito do GE. Em relação aos máximos ângulos alcançados, os sujeitos experientes

(GE) atingiram os máximos ângulos e antes do final da SF, quanto à ordem em que acontecem pode se observar que o tornozelo, joelho e tronco representam seus máximos quase ao mesmo instante. Já para o GT, em relação aos máximos, no S1 só tornozelo e joelho alcançam seus máximos antes do final da SF e o tronco depois do final da SF, na S3 esta ordem se repete.

Figura 22 – Ângulos correspondentes ao tornozelo, joelho e tronco durante a execução do PS para um sujeito do GT durante a S1

Figura 23 - Ângulos correspondentes ao tornozelo, joelho e tronco durante a execução do PS para um sujeito do GT durante a S3

Figura 24 - Ângulos correspondentes ao tornozelo, joelho e tronco durante a execução do PS para um sujeito do GE durante a Sessão única.

Na figura 23, no valor angular do joelho do sujeito pertencente ao GT, observa-se uma diminuição após a PF e um incremento antes do final da SF. Isto é o DKB, a dupla flexão de joelho. Na figura 24, para um sujeito do GE, este mesmo padrão aparece de forma mais clara.

5.5. Atividade muscular

Na tabela 11 podem ser observados em qual porcentagem de cada fase acontecem as maiores atividades musculares para os 8 músculos estudados correspondentes ao lado direito dos sujeitos de ambos os grupos. Sendo que a ativação muscular foi definida como o sinal maior que 20% do pico máximo do sinal eletromiográfico atingido.

Estas ativações permitem identificar os músculos com maior atividade medida pelo EMGs(Eletromiografia de superfície) em cada fase da execução do PS.

Tabela 14 - Ativações musculares (% da fase) para os 8 músculos estudados do lado direito durante as fases e sessões do PS para os grupos GT e GE

	GE – SU		GT – S1		GT – S3	
	Músculo	%fase	Músculo	% fase	Músculo	% fase
PF	TRAP	58,42	TRAP	96,79	TRAP	68,84
	DELT	95,17	DELT	91,44	DELT	59,29
	BICE	82,66	BICE	88,81	BICE	61,11
	TRIC	78,98	TRIC	73,96	TRIC	59,11
	EREC	66,59	EREC	68,85	EREC	56,47
	VAST	66,34	VAST	67,74	VAST	47,21
	FEMO	73,43	FEMO	84,05	FEMO	92,84
	GAST	67,25	GAST	94,24	GAST	77,16
SF	TRAP	50,09	TRAP	40,17	TRAP	58,93
	DELT	43,51	DELT	55,98	DELT	86,66
	BICE	57,98	BICE	64,69	BICE	80,81
	TRIC	67,94	TRIC	70,02	TRIC	45,10
	EREC	49,67	EREC	16,07	EREC	53,61
	VAST	80,57	VAST	44,93	VAST	50,45
	FEMO	38,34	FEMO	27,93	FEMO	45,94
	GAST	39,79	GAST	38,24	GAST	41,21
EF	TRAP	35,99	TRAP	53,66	TRAP	62,36
	DELT	42,89	DELT	40,44	DELT	34,59

BICE	56,58	BICE	58,65	BICE	30,18
TRIC	34,00	TRIC	43,67	TRIC	65,99
EREC	36,86	EREC	47,15	EREC	36,02
VAST	30,78	VAST	41,08	VAST	43,01
FEMO	32,80	FEMO	43,71	FEMO	51,78
GAST	37,35	GAST	20,08	GAST	67,62

Na tabela 12 estão indicados os músculos com a sua correspondente máxima ativação muscular, primeiro ao oitavo em função da ordem de máxima ativação, i.e., por cada fase do primeiro até o oitavo músculo maximamente ativado. Na PF o GT converge com o GE com os músculos VAST (primeiro), EREC (segundo), TRIC (terceiro), BICE (quinto) e GAST (sétimo).

Tabela 15 – Ordem das máximas ativações musculares para os 8 músculos estudados do lado direito durante as fases e sessões do PS para os grupos GT e GE

	GE	GT-S1	GT-S3
	Ordem	Ordem	Ordem
PF	VAST	TRAP	VAST
	EREC	VAST	EREC
	TRIC	EREC	TRIC
	DELT	GAST	FEMO
	BICE	FEMO	BICE
	TRAP	TRIC	DELT
	GAST	BICE	GAST
	FEMO	DELT	TRAP
SF	GAST	FEMO	EREC
	TRIC	GAST	FEMO
	FEMO	DELT	GAST
	VAST	EREC	TRAP
	EREC	TRAP	VAST
	TRAP	BICE	DELT

	BICE	TRIC	BICE
	DELT	VAST	TRIC
ENC	BICE	VAST	GAST
	DELT	FEMO	DELT
	EREC	TRIC	VAST
	VAST	TRAP	TRIC
	FEMO	EREC	FEMO
	TRAP	GAST	EREC
	TRIC	DELT	TRAP
	GAST	BICE	BICE

Na SF o GT converge só com o BICE do GE, sendo o penúltimo em ter sua máxima ativação. No EF o GT converge com o DELT (segunda posição) e FEMO (quinta posição).

Figura 25 - Ativações musculares dos 8 músculos analisados para o sujeito 1 do GE através da PF, SF e EF durante a sessão única

Na figura 25 estão as atividades musculares para o sujeito número 1 do GE

Figura 26 - Ativações musculares dos 8 músculos analisados para o sujeito 2 do GE através da PF, SF e EF durante a sessão única

Na figura 26 estão as atividades do sujeito 2 do GE.

Figura 27 - Ativações musculares para os membros superiores através da PF, SF e EF para um sujeito do Grupo Treinado (GT) durante as sessões S1 e S3

Na figura 27 estão representadas as atividades musculares para um sujeito típico do GT através das sessões S1 e S3, para os membros superiores e através das fases. Na figura 28 se encontram os músculos dos membros inferiores junto ao eretor para as sessões 1 e 3.

Figura 28 - Ativações musculares para a parte inferior do corpo através da PF, SF e EF para um sujeito do GT durante as sessões S1 e S3

Figura 29 – Comparativo do Índice de coativação do GT e GE durante a PF, para os músculos BICEPS e TRICEPS (BT) e VASTO E FEMORAL (VF) durante S1, S3 e Sessão Única do Grupo Especialista (GE)

Na figura 29 temos a média do índice de coativação com seu correspondente desvio padrão, calculado para os músculos BICE-TRIC (BT) durante a PF e nas sessões S1, S3 e a SU. Se observa que para o GT o valor de BT foi diminuindo através das sessões, mas ainda não converge com o GE. Também o mesmo para os músculos VAST-FEMO (VF), o valor se incrementa de S1 para S3 mas não se aproxima para o do GE.

IC BICE-TRIC e VAST-FEMO durante a Segunda Fase

Figura 30 - Comparativo do Índice de coativação do GT e GE durante a SF, para os músculos BICE-TRIC durante S1, S3 e SU

Na figura 30 estão representados os valores do índice de coativação (média com seu correspondente desvio padrão), correspondentes à SF, para os músculos BICE-TRICE (BT) e os músculos VAST-FEMO (VF) nas sessões S1 e S3 com a SU do GE. Se observa que na SF, para BT o valor se manteve, não convergindo com o valor do GE. Para o VF o valor se incrementa e se aproxima ao do GE.

IC BICE-TRIC e VAST-FEMO durante o Encaixe

Figura 31 - Comparativo do Índice de coativação do GT e GE durante a EF, para os músculos BICE-TRIC durante S1, S3 e SU

Na figura 31 estão os valores da média com seu correspondente desvio padrão do CI para a fase EF. Se observa que o correspondente para BT se incrementa de S1 para S2 e não converge com o GE. O mesmo acontece para VF, que se incrementa de S1 para S3 e fica próximo do GE.

6. Discussão

Nessa seção serão discutidos os resultados. Primeiramente discutiremos o referente à duração das fases, depois veremos a trajetória da barra, que é considerada na atualidade o indicador de desempenho mais importante a ser avaliado, depois sobre os ângulos articulares e finalmente sobre as ativações musculares.

6.1. Duração das fases:

As durações de cada fase foram diferentes entre os grupos treinados e experientes. Além disso, existem diferenças entre S1, S2 e S3. Desde o ponto de vista do treinamento, a PF é a fase de preparação que permite manter as relações entre os segmentos do corpo para controlar a trajetória e velocidade que serão executados durante a SF. Parece que o grupo treinado (GT) demora mais na execução desta fase porque ainda está aprendendo a tarefa. Muito embora o tempo e a velocidade para o grupo especialista (GE) na PF foram menores que os do GT (comparado com a sessão final, S3). O GE aplica a técnica que permita retirar a barra do estado de inércia, dando início à aceleração vertical da barra sem perder as correspondências entre os segmentos. Podemos supor que o controle de trajetória neste estágio é mais eficiente no GE, e que esse parâmetro seria um dos candidatos para analisar a evolução técnica do GT. Uma menor duração parece que seria a mais adequada. Parece que os sujeitos do GT estão tentando encontrar a duração mais adequada da PF para conseguir levantar o peso. Muito embora na primeira sessão experimental o tempo seja menor, parece que não consegue a configuração cinemática adequada ao final da PF que permita realizar as seguintes fases do levantamento. Vemos como o tempo aumenta nas seguintes sessões do GT (S2 e S3) sendo muito maior que no GE, mas a realização do movimento é muito semelhante e por tanto, podemos concluir que devemos focar no treinamento em cuidar da execução técnica da PF e com menor duração temporal.

6.2. Trajetória da barra

A modo geral, os dados sugerem que a trajetória da barra do grupo treinado (GT) vai se aproximando durante o período de treinamento à trajetória dos participantes mais experientes (GE).

Com relação às variáveis cinemáticas verticais (Dty e Dyc), ambas as variáveis diminuíram e convergiram para o GE. Dty, que indica a altura máxima atingida pela barra, diminui à medida que as sessões progridem. Maior valor na Dty permite que o praticante execute o PS com maior controle e segurança, isto por que tenta evitar que a barra bata na cabeça, mas esta ação também requer maior gasto energético pela altura alcançada pela barra. A tendência mostra uma diminuição na altura da barra que implica também em um menor gasto de energia. Dyc diminuiu também, esta variável indica a altura necessária para realizar a fase de captura, conforme o sujeito aprende, então diminui o deslocamento vertical da barra. O GE tem um valor menor para ambas as variáveis que é muito próximo a altura do executante. Se observa a tendência do grupo treinado (GT) que com maior tempo de treinamento essas variáveis se assemelhem às do grupo especialista (GE) e que poderia ser indicado que a altura máxima alcançada pela barra no PS estaria próxima à altura do executante.

Com relação ao eixo ântero-posterior (Eixo-X), um dos critérios para uma execução técnica eficiente é o valor do deslocamento da barra no eixo X (Vladimir, Viorel, & Carmen, 2014). O Dtx (deslocamento total horizontal durante toda a execução do PS) foi diminuindo com o treinamento, porém, em média, foi maior que os 20 cm recomendados como valor máximo (J Garhammer, 1998; Winchester et al., 2009). No entanto, há uma melhora clara encontrada no GT, como pode ser observado na tabela 5. Esta melhoria técnica também pode ser observada na figura 20 da trajetória da barra. À medida que transcorrem as semanas de treino, os sujeitos deixam a barra mais próxima do corpo, isto indicaria que o COM (centro de massa) da barra aproxima-se da COM do corpo. Este é um padrão no GT, que registra não apenas valores menores, mas também variações menores.

O Dx1 (deslocamento horizontal nas Primeira Fase) é menor no GE que no grupo treinado (GT). Em concordância com (J Garhammer, 1984; Gourgoulis et al., 2000; Harbili & Alptekin, 2014), a primeira fase é executada de forma mais lenta, o que permite manter um valor baixo enquanto ao deslocamento horizontal da barra, ou seja, a barra é mantida mais próxima do corpo pelo GE do que no GT. Este aspecto parece ser determinante para preparar a segunda fase. Então um dos focos do treinamento

deveria ser aperfeiçoar tecnicamente o movimento na PF com o intuito de obter uma melhor SF.

O parâmetro Dx2 (deslocamento horizontal na segunda fase) foi diminuindo a cada sessão no grupo treinado (GT), mas não converge para o GE. Os valores em S3, são menores no GT que os do GE. Com o treinamento a barra ficou mais próxima do corpo nessa fase e isso indica uma melhor trajetória, no entanto, uma característica de eficiência do movimento acontece no final da segunda fase, que é o deslocamento da barra para frente no executante. Isto acontece devido a uma veloz extensão do tronco acompanhado da extensão dos membros inferiores com o objetivo de obter a maior velocidade possível aplicada na barra, isto resulta em um deslocamento do quadril para a frente e deslocando a barra nessa direção. O GT não atingiu esse padrão durante o processo de treinamento, provavelmente devido ao foco de obter a melhor trajetória possível.

Deslocamento horizontal na Fase de Encaixe (Dxc), tabela 5. Esta tem os valores de amplitude maiores, quando comparado com as suas PF e SF. Isto pode ser devido a que no final da FE, a chamada Posição Final, é resultante da combinação da velocidade e trajetória da SF com a execução técnica final para estabilizar a barra acima da cabeça, e isso está em função das características de cada sujeito. Ao longo do treinamento, este parâmetro ainda não se aproxima aos valores do grupo especialista (GE), o que pode ser devido á experiência do grupo especialista (GE) para chegar à sua posição final.

A trajetória da barra no plano sagital, como foi mostrada na figura 18, descreve durante a PF um deslocamento para frente do executante, na SF um deslocamento para trás (em sentido do executante) e logo um terceiro para frente, antes de o executante descer para o Encaixe. Estes deslocamentos da barra no plano horizontal foram descritos como um padrão de deslocamento “positivo-negativo-positivo” ou “*forward-backward-forward*” (Akkus, 2012; J Garhammer, 1984). Estes padrões foram identificados durante a execução do Arranco em levantadores de elite. Este mesmo padrão foi identificado no GE durante o PS. Já o grupo treinado (GT) alcança esse mesmo padrão a partir da Sessão 3 (figura 19). Esta trajetória coincide com a descrita por Vorobiev (Vorobyev, 1978).

6.3. Velocidades vertical e horizontal:

Na tabela 6 estão os registros dos picos de velocidade para a PF, SF e EF a través das sessões. De acordo com Gourgoulis (Gourgoulis et al., 2000), durante a PF (primeira fase), levantadores tem que produzir um trabalho considerável para superar a inércia inicial da barra para posteriormente conseguir a máxima velocidade na SF. Isto sempre deve ser executado mantendo as correspondências angulares, que durante a PF seria só realizar a extensão dos joelhos sem mudar a inclinação do tronco. Obter este controle durante a PF significa diminuir o pico de velocidade na mesma, como mostrado nos picos de velocidade vertical do grupo especialista (GE), que são menores quando comparados com o grupo treinado (GT). Já o GT foi demonstrando este padrão na PF através das sessões. Parece que foi compreendendo que menor velocidade na PF permite uma melhor execução da SF. E isto confirma o indicado em pesquisas feitas com atletas de alto desempenho no movimento de Arranco, que uma PF controlada permitirá obter maiores picos de velocidade durante a execução da SF (Baumann. et al., 1988; J Garhammer, 1984; Lenjannejadian & Rostami, 2008).

Nas fases SF e EF, o GT mostrou incrementos nos picos de velocidade para ambas as fases através das sessões, se aproximando aos valores obtidos no GE.

Durante a o final da segunda fase (SF) acontece a máxima extensão do tronco, joelhos e tornozelos, que é a tripla extensão. Para comparar quando acontece a máxima velocidade vertical foi considerada esta máxima extensão final (seção 3.6.2) com o valor de zero. Assim, se a velocidade vertical máxima da barra acontece antes da tripla extensão teríamos valores negativos. Se a velocidade vertical máxima acontece após a tripla extensão teríamos valores positivos. Usando este critério, a média do instante de velocidade vertical máxima foi pequeno e positivo para o grupo especialista (GE). Isto indica que dita velocidade máxima ocorre ao final dessa máxima extensão o que pode ser um indicador de desempenho. Só 2 sujeitos do GE tiveram seu pico com valor negativo, sendo que eles são praticantes de LPO com a menor experiência do GE.

Este valor foi medido por (Gourgoulis et al., 2000) que resultou em -30ms. A diferença encontrada com o grupo especialista, que em média foi um valor positivo, seja provavelmente pelas condições necessárias que caracterizam o Arranco: o praticante tenta executar o movimento com a máxima velocidade possível, se desloca

embaixo da barra para executar o encaixe, a posição final é com os joelhos flexionados em um ângulo menor a 90 graus, e tudo usando ainda uma carga muito maior. Já no PS, a carga é menor, a barra tem que alcançar maior altura (como observado, quase a altura do executante) e terminar com posição final de encaixe com os joelhos formando ângulo maior a 90 graus.

Já o grupo treinado (GT) mostrou a tendência de se aproximar ao zero (figura 17). Com o treino, os voluntários do GT foram desenvolvendo este padrão. Consideramos que isso se deve à evolução técnica do praticante: inexperientes usam mais os braços que o corpo para atingir a máxima velocidade no SF. Com os treinamentos, os sujeitos começam a usar todos os segmentos em conjunto para gerar o máximo de velocidade possível e não apenas os braços. Isto permite ir desenvolvendo o padrão de alcançar o pico de velocidade no valor zero ou após ele.

Diferentes pesquisadores tem indicado que existe uma diminuição na velocidade vertical entre a PF e a SF (Baumann. et al., 1988; Baumann, 1985; J Garhammer, 1984; Ho et al., 2014; Sinclair, 1985), porém estas pesquisas foram feitas com nível máximo de carga e no Arranco. No presente estudo não foram encontradas diminuições na velocidade vertical que fossem estatisticamente significativas durante a fase de transição (entre PF e SF). Isso pode ser porque a carga usada é relativamente baixa e porque o movimento objeto de estudo é o PS e não o Arranco como nos estudos anteriores.

Tem sido indicado que um dos objetivos durante a execução do Arranco é que a barra alcance um pico de velocidade (entre $1,68 - 1,98 \text{ m.s}^{-1}$) para ter sucesso na execução (Baumann. et al., 1988; Enoka, 1979; J Garhammer, 1984, 1993; Hydock, 2001). Isto foi indicado em movimentos feitos por atletas de elite e em competições usando cargas máximas. No PS a altura a ser alcançada é maior e a carga é menor, isso permite alcançar picos maiores de velocidade vertical. Por isso, observando o pico de velocidade vertical no GT-S3 que representa as melhores execuções técnicas no estudo dos sujeitos treinados e a do grupo especialista (GE), que comporta as velocidades de especialista no PS, acreditamos que obtendo um pico de velocidade entre $2,25 - 3,15 \text{ m.s}^{-1}$ permitirá ter sucesso na execução do PS.

Sobre as velocidades máximas no eixo ântero-posterior, as velocidades registradas (m/s) foram consideradas como positivas quando a barra se desloca para frente do executante e negativas aquelas em que a barra se desloca em sentido do executante. Esta identificação no deslocamento é importante por que permite definir o padrão da trajetória da barra desde o plano sagital do executante.

Na tabela 12 estão indicados os picos de velocidade (horizontal e vertical) nas diferentes fases, representados percentualmente considerando a duração total por fase. Observa-se que a maior parte dos valores alcançados para o GT na S3 são próximos aos valores do grupo especialista (GE), porém o valor do instante horizontal da PF e dos instantes horizontal e vertical da CF mostram uma diferença. A mais significativa é o horizontal da primeira fase (PF), isso é o deslocamento da barra na posição de saída (altura da metade do pé) sendo trazida perto da canela. O grupo especialista (GE) tenta trazer a barra perto dele quanto antes com menor pico de velocidade vertical que o grupo treinado (GT) mas em menor tempo de execução durante essa fase. Iniciam a primeira fase (PF) tentando controlar todas variáveis cinemáticas correspondentes a essa fase (velocidade, posição final no final da PF, correspondência angular entre o tronco e joelhos) Para os instantes horizontais e verticais na fase de encaixe (EF) foi observado que o especialista (GE) faz uma maior flexão de pernas durante o encaixe final e isto gera essa diferença.

Já o valor mais relevante identificado no GE é a velocidade positiva na SF. Uma característica de eficiência no movimento é o deslocamento da barra para frente do executante no final da SF. Este movimento caracteriza uma completa extensão final que resulta em um deslocamento do quadril para a frente e que movimenta a barra nessa direção. O grupo treinado (GT) ainda não consegue executar esse padrão de movimento durante o treinamento. Sim na trajetória em geral, mas não na SF, provavelmente devido ao foco de obter nessa fase a máxima velocidade possível vertical com a barra para perto do corpo.

Observamos que as velocidades horizontais, para o especialista (GE), são sempre menores, isto é condizente com resultados reportados anteriormente (H. T. Chiu et al., 2010). Neste trabalho se propõe que os levantadores devem ser orientados a diminuir as velocidades horizontais para poder conseguir melhor desempenho no arranco. Neste caso, o GE executa isto como padrão dos seus movimentos no PS.

Sobre o padrão de deslocamento da barra durante o PS. O especialista (GE) mostra um padrão (+)(-)(+). Já o grupo treinado (GT) consegue mostrar esse padrão definido só a partir do S3, a modo de exemplo pode ser observado (figura19) como na S1 o sujeito descreve um movimento (+)(-)(+)(-)(+), na S2 (neutro)(-)(+) e na S3 (+)(-)(+). Este comportamento estaria relacionado com a velocidade na PF. Parece que o grupo treinado (GT) está tentando encontrar a duração mais adequada e a melhor trajetória na PF que permita conseguir levantar o máximo peso.

Na correlação de Pearson aplicada aos parâmetros pesquisados foram encontrados alguns valores estatisticamente significativos, para os picos de velocidade na SF versus EF: S1 = 0,824, S2 = 0,952, S3 = 0,991. Para o EG foi 0,986. Isto indica que existe uma correlação positiva entre a velocidade vertical máxima alcançada na tripla extensão e a entrada para o encaixe da barra. Quanto maior é a velocidade na segunda fase (SF) então maior que na fase de encaixe (EF). Desde a óptica da execução técnica em praticantes do LPO, se incide muito na velocidade de deslocamento do atleta para embaixo da barra durante o EF. Atletas com esta característica (deslocamento rápido embaixo da barra) são melhor avaliados tecnicamente. Os resultados da correlação de Pearson orientam a pensar que o deslocamento rápido sob a barra estaria em função da máxima velocidade alcançada na SF, e não seria uma habilidade isolada do executante. Executante com SF rápida terá uma EF rápida.

6.4. Ângulos articulares

Os ângulos do tornozelo, joelho e do tronco no plano sagital foram medidos de maneira similar a trabalhos anteriores (H. T. Chiu et al., 2010; Enoka, 1979; Gourgoulis et al., 2000). Os ângulos a serem analisados correspondem aos membros inferiores, considerados os mais relevantes nas pesquisas do LPO.

Durante a PF as pernas e o tronco mantêm a correspondência angular, comportamento que vá sendo obtido pelo grupo treinado (GT) através dos treinos (figuras 22 e 23).

Durante a segunda fase (SF) se produz a dupla flexão de joelhos (DFJ), alguns sujeitos do grupo treinado (GT) tiveram a mesma mais pronunciada que outros. Já no GE todos os sujeitos executaram a mesma pronunciadamente. A DFJ está relacionada com o ciclo alongamento–encurtamento (CAE), que é um mecanismo fisiológico cuja função é aumentar a eficiência mecânica dos movimentos em que se utilizam ações musculares excêntricas seguidas, imediatamente, por velozes ações concêntricas. A relevância da DFJ se encontra em gerar o CAE e isto produz aumento na força concêntrica durante o SP. A maioria dos levantadores de elite usam uma dupla flexão de joelhos (DFJ) pronunciada.

Durante o DFJ se produz um decremento angular no tornozelo do executante, acreditamos que devido ao fazer a flexão do joelho a aplicação do centro de massa no pé se desloca em direção ao tornozelo para imediatamente depois fazer a flexão plantar dando início à tripla extensão. Isto pode ser observado no GE, sendo que o GT vai desenvolvendo este padrão.

Sobre o especialista, (figura 24), pode se observar que o tornozelo é o primeiro e alcançar seu máximo valor angular seguido do joelho e finalmente do tronco e que após o final da SF ainda se produz a máxima extensão do tronco, isto se deve a que no final da tripla extensão o tronco ainda mantém a inércia do movimento e é o último a diminuir seu valor angular para realizar o encaixe. Este padrão de máximos valores angulares (Tornozelo, Joelho, Tronco) foi identificado para todo o especialista (GE). O GT foi alternando este padrão de máximos valores angulares durante S1 e S2, em S3 e são diferentes dos encontrados no GE.

Em função da cinemática do PS podemos indicar que através do treinamento o GT adquiriu alguns padrões característicos no GE, e que poderiam ser considerados como fatores de desempenho do PS:

- O tempo de duração da execução do PS é em média de 1,6s.
- O deslocamento da trajetória da barra no plano ântero-posterior descreve uma sequência positiva-negativa-positiva com correspondentes velocidades nessa direção
- A PF é a fase mais lenta e a SF a mais rápida.

- A velocidade vertical da barra é incrementada continuamente desde a PF, a transição e a maior parte da SF.
- O desempenho da EF está em função da execução da SF.
- As velocidades horizontais devem ser controladas para serem o menor possível.
- O pico de velocidade deve ser alcançado no final da SF, preferencialmente com valores no ponto zero ou depois dele.

6.5. Ativações musculares

Nas figuras 25 e 26 temos dois sujeitos do GE. Possuem diferentes níveis de ativações, mas pode se observar que elas acontecem em curtos instantes de tempo. Isto ainda não acontece com o GT (figura 28).

Na PF o IC do BT foi diminuindo através das sessões (figura 29), isto devido a que o antagonista (tríceps) tinha no S1 um valor mais alto, que diminui para S3. Acreditamos que isto se deve a que o sujeito estabiliza a barra mantendo a extensão dos braços e assim ativando o tríceps. Também por que na posição inicial de saída se indica que os cotovelos “apontam” para fora, situação que ativa intensamente o tríceps. Já na S3 os sujeitos alcançam esta posição inicial mais naturalmente pela prática.

Na SF o IC aumentou de S1 para S2 (figura 30) tendo um valor muito mais elevado quando comparado com o GE. Interpretamos estes resultados como uma afirmação de que os sujeitos ainda utilizam muito mais a força dos seus braços que a do corpo para executar o PS. No EF se repete este mesmo padrão.

Sobre as ativações musculares dos membros inferiores: Na PF houve um incremento no índice de coativação (CI) para VF no GT, da S1 para S2, não convergindo com o valor menor do GE. Na SF o IC do VF converge com a do GE. Durante a EF (figura 31) o CI incrementou da S1 pra S3. Todo isto indica que na PF o GT ainda ativa o VAST e FEMO para estabilizar a PF mas que a ativação correspondente à SF foi alcançada. Isto se reflete ao pico de velocidade alcançado durante a SF e à dupla flexão de joelho (DFJ) manifestada no comportamento angular. Já para o EF ainda precisa de um IC maior para estabilizar a posição final.

Parece que a coativação dos músculos da perna (VF) pode estar relacionada com a manutenção do equilíbrio para encaixar o peso por cima da cabeça

Os músculos BIC TRIC do braço estariam relacionados com a produção de torque, e por isso, a maior coativação de antagonistas não seria adequada, pois reduziria o torque neto máximo na articulação.

As Sinergias musculares são representadas pelas atividades musculares, e refletem soluções motoras adquiridas que podem ser ajustadas em diferentes contextos biomecânicos (i.e. diferentes técnicas representadas por mudanças mínimas individuais,) e que facilitam uma adaptação motora rápida em função das individualidades do sujeito. Por isso, acreditamos as ativações musculares registradas possuem um padrão, nem sempre dito como fixo e determinante na sua execução para todos os sujeitos.

Também observamos que variações dos parâmetros cinemáticos dependem de cada atleta (por sua massa, força, antropometria, tempo de treino). De acordo com (Rahmati & Mallakzadeh, 2014), observa-se que a melhor técnica deve ser determinada para cada halterofilista. Os parâmetros mencionados também podem ser usados para definir uma função de custo para definir, em uma etapa futura, um problema de controle ótimo.

7. Conclusão e trabalhos futuros

Este estudo verificou os padrões cinemáticos e de ativação muscular durante a execução do PS. Identificou padrões durante suas diferentes fases assim como o comportamento de atividades musculares que caracterizam o movimento quando executado por um grupo de especialistas e os comparou com um grupo de sujeitos sem nenhuma experiência prévia com treino de LPO, que se voluntariaram para o experimento.

Durante o treinamento o GT mostrou mudanças na execução do PS. Algumas dessas mudanças se aproximam ao comportamento dos sujeitos do GE. Ambos os grupos mostraram que existe uma trajetória ótima no PS que está atrelada a parâmetros individuais de controle do desempenho e alguns foram identificados tanto no GT como no GE. Existem padrões de movimento e de ativação muscular que estão relacionados com a melhoria do desempenho na execução do PS. Estes padrões podem ser alcançados através do treinamento

Os resultados do presente estudo levantam a questão da possibilidade de que a trajetória ótima no PS existe, mas existem variações entre os diferentes executantes com maior experiência, devido, possivelmente às diferentes características corporais dos sujeitos.

Vale ressaltar que este trabalho está ainda em andamento, pois grande quantidade de dados foram coletados mediante um procedimento experimental complexo que envolvia treinar os sujeitos durante um período de tempo. A quantidade de dados originais gerados poderá ser explorada em sucessivos trabalhos incluindo uma aproximação multidisciplinar que considere além de aspectos relacionados ao treinamento, a otimização de modelos biomecânicos considerando diferentes biotipos corporais e incluso adaptando o gesto esportivo a situações particulares de cada praticante para conseguir o máximo desempenho.

8. Referências Bibliográficas

- A., S. (2012). Biomechanical measurement methods to analyze the mechanisms of sport injuries. *Sports Injuries*.
- Akkus, H. (2012). Kinematic Analysis of the Snatch Lift with Elite Female Weightlifters during the 2010 World Weightlifting Championship. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(4), 897–905. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822e5945>
- Antoniuk, O., & Bogdan, V. (2017). Peculiarities of barbell motion trajectory during snatch lift of elite female weightlifters. *Journal of Physical Education and Sport*, 17(1), 402–406.
- Arabatzi, F., & Kellis, E. (2012). Olympic weightlifting training causes different knee muscle-coactivation adaptations compared with traditional weight training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2192–2201. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31823b087a>
- Arabatzi, F., & Kellis, E. (2012). Olympic Weightlifting Training Causes Different Knee Muscle-Coactivation Adaptations Compared with Traditional Weight Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2192–2201. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31823b087a>
- Ayers, J., DeBeliso, M., Sevene, T., & Adams, K. (2016). Hang cleans and hang snatches produce similar improvements in female collegiate athletes. *Biology of Sport*, 33(3), 251–256. <https://doi.org/10.5604/20831862.1201814>
- Ayers, J. L., Debeliso, M., Sevene, T. G., & Adams, K. J. (2016). Hang cleans and hang snatches produce similar improvements in female collegiate athletes. *Biology of Sport*. <https://doi.org/10.5604/20831862.1201814>
- Bai, X, Wang, H, Zhang, X, Ji, W, and Wang, C. (2008). Three-dimension kinematics simulation and biomechanics analysis of snatch technique. In *Proceedings of 1st Joint International Pre-Olympic Conference of Sports Science & Engineering (Vol. 1): Computer Science in Sports*, eds (pp. 291–296). Nanjing, China.
- Barker, M., T.J. Wyatt, R.L. Johnson, M.H. Stone, H.S. O'Bryant, C. Poe, and M. K. (1993). Performance factors, psychological assessment, physical characteristics, and football playing ability. *J. Strength Cond. Res.*, 7(4), 224–233.
- Bartonietz, K. E. (1996). Biomechanics of the Snatch: Toward a Higher Training Efficiency. *Strength and Conditioning Journal*, 18(3), 24. [https://doi.org/10.1519/1073-6840\(1996\)018<0024:BOTSTA>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1519/1073-6840(1996)018<0024:BOTSTA>2.3.CO;2)
- Baumann., W., Gross., V., Quade., K., Galbierz., P., & . A. S. (1988). The snatch technique of World Class Weightlifters at the 1985 World Championship. *INTERNATIONAL JOURNAL OF SPORT BIOMECHANICS*, 4, 68–89.
- Baumann, W. (1985). The Snatch Technique of World Class Weightlifters at the 1985 World Championships. *Journal of Applied Biomechanics*, (4), 68–89.
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: An evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering and Physics*, 21(4), 247–257. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00054-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00054-5)
- Campos, J., Poletaev, P., Cuesta, A., Pablos, C., & Carratalá, V. (2006). Kinematical Analysis of the Snatch in Elite Male Junior Weightlifters of Different Weight Categories. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 843. <https://doi.org/10.1519/R-55551.1>
- Carlock, J. M., Smith, S. L., Hartman, M. J., Morris, R. T., Ciroslan, D. A., Pierce, K. C., ... Stone, M. H. (2004). The relationship between vertical jump power estimates and weightlifting ability: A field-test approach. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 534–539.
- Chaouachi, A., Hammami, R., Kaabi, S., Chamari, K., Drinkwater, E. J., & Behm, D. G. (2014). Olympic Weightlifting and Plyometric Training with Children Provides Similar or Greater Performance Improvements Than Traditional Resistance Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(6), 1483–1496.
- Chapman, A. E. (2008). Biomechanical analysis of fundamental human movements. *Libro, Human*

- Kinetics*, xiii, 306 p. Retrieved from <http://www.loc.gov/catdir/toc/ecip085/2007046933.html>
- Chen, S. K., Wu, M. T., Huang, C. H., Wu, J. H., Guo, L. Y., & Wu, W. L. (2013). The Analysis of Upper Limb Movement and Emg Activation during the Snatch under Various Loading Conditions. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(1). <https://doi.org/Artn135001010.1142/S0219519413500103>
- Chiu, H. T., Wang, C. H., & Cheng, K. B. (2010). The three-dimensional kinematics of a barbell during the snatch of Taiwanese weightlifters. *J Strength Cond Res*, 24(6), 1520–1526. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181db23f4>
- Chiu, L. Z. F., & Schilling, B. K. (2005). A primer on weightlifting: From sport to sports training. *Strength and Conditioning Journal*, 27(1), 42–48.
- Chiu, L. Z. F., Wagner, P., & Salem, G. J. (2006). Vertical Jump Performance Increases during a Weightlifting Training Session. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(5), S294–S294. <https://doi.org/Doi10.1249/00005768-200605001-01273>
- Collins, J. J. (1994). Antagonistic-Synergistic Muscle Action at the Knee during Competitive Weightlifting. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 32(2), 168–174. <https://doi.org/Doi10.1007/Bf02518914>
- Cormie M.R.; Newton, R.U, P. . M. (2011). Developing maximal neu romuscular power: part 2—training considerations for improving maximal power production. *Sports Med*, 41(2), 125–146.
- DeWeese, B. H., Serrano, A. J., Scruggs, S. K., & Sams, M. L. (2012). The Clean Pull and Snatch Pull: Proper Technique for Weightlifting Movement Derivatives. *Strength and Conditioning Journal*, 34(6), 82–86. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e31826f1023>
- DeWeese, B., & Serrano, A. (2012). The Clean Pull and Snatch Pull: Proper Technique for Weightlifting Movement Derivatives. *Strength & Conditioning ...*, 34(6), 82–86. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e31826f1023>
- Enoka, R. M. (1979). The Pull in Olympic Weightlifting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11(2), 131–137.
- Felici, F., A. Rosponi, P. Sbriccoli, G.C. Filligoi, L. Fattorini, and M. M. (2001). Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weight- lifters. *Eur. J. Appl. Physiol*, 84, 337–342.
- Felici, F., Rosponi, A., Sbriccoli, P., Filligoi, G. C., Fattorini, L., & Marchetti, M. (2001). Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weightlifters. *Eur J Appl Physiol*, 84(4), 337–342. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11374118>
- Frounfelter, G. (2009). Triple Extension: The Key of Athletic Power. *NSCA's Performance Training Journal*, 8(1), 14–15.
- Fry, A.C., and W. J. K. (1991). Physical performance characteristics of American collegiate football players. *J. Appl. Sports Sci.*, 5(3), 126–128.
- Garhammer, J. (1984). Biomechanical profiles of olympic weightlifters. *Journal of Applied Biomechanics*, (1), 122–130.
- Garhammer, J. (1993). A review of power output studies of Olympic and powerlifting: methodology, performance prediction, and evaluation tests.
- Garhammer, J. (1998). Weightlifting performance and techniques of men and women. *First International Conference on Weightlifting and Strength Training*. Lahti, Finland.
- Garhammer, J. (2001). Barbell trajectory, velocity and power changes:six attempt and four world records. *Weightlifting USA*, (19), 27–30.
- Garhammer, J., & Gregor, R. J. (1979). Force Plate Evaluations of Weightlifting and Vertical Jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11(1), 106.
- Garhammer, J., & Newton, H. (2013). Applied Video Analysis For Coaches: Weightlifting Examples. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 8(3), 581–593.
- Garhammer, J., & Takano, B. (2003). Training For Weightlifting. In *Strength and Power in Sport* (Vol. 3, pp. 357–369). Oxford, England: Blackwell Scientific Publications.
- Garhammer J and Gregor R. (1992). Propulsion force as a functio of intensity for weightlifting and vertical jumping. *Journal of Applied Sport Science Research*, 6(3), 129–134.
- Gattone, W. T. (2007). Application of the Power Snatch for Athletic Conditioning. *Strength &*

- Conditioning Journal*, 29(3), 46–47.
- Gourgoulis, V., Aggelousis, N., Mavromatis, G., & Garas, A. (2000). Three-dimensional kinematic analysis of the snatch of elite Greek weightlifters. *Journal of Sports Sciences*, 18(8), 643–652. <https://doi.org/10.1080/02640410050082332>
- Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Garas, A., & Mavromatis, G. (2009). Unsuccessful vs. successful performance in snatch lifts: A kinematic approach. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(2), 486–494. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318196b843>
- Hak, P. T., Hodzovic, E., & Hickey, B. (2013). The nature and prevalence of injury during CrossFit training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000318>
- Häkkinen, K., Komi, P. V., Alén, M., & Kauhanen, H. (1987). EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight-lifters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(4), 419–427. <https://doi.org/10.1007/BF00417769>
- Hakkinen, K., Komi, P. V., & Kauhanen, H. (1986). Electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles of elite weight lifters during isometric, concentric, and various stretch-shortening cycle exercises. *International Journal of Sports Medicine*, 7(3), 144–151. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025752>
- Hamill, B. (1994). Relative safety of weightlifting and weight training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 8(1), 53–57.
- Harbili, E., & Alptekin, A. (2014). Comparative kinematic analysis of the snatch lifts in elite male adolescent weightlifters. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(2), 417–422.
- Hardee, J. P., Lawrence, M. M., Zwetsloot, K. A., Triplett, N. T., Utter, A. C., & McBride, J. M. (2013). Effect of cluster set configurations on power clean technique. *J Sports Sci*, 31(5), 488–496. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.736633>
- Hedrick A, W. H. (2008). Weightlifting movements: do the benefits outweigh the risks? *Strength Cond Journal*.
- Hesse, S., Brandl-Hesse, B., Seidel, U., Doll, B., & Gregoric, M. (2000). Lower limb muscle activity in ambulatory children with cerebral palsy before and after the treatment with Botulinum toxin A. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 17(1), 1–8.
- Hiskia, G. (1997). Biomechanical analysis of world and Olympic champion weightlifters. In A. L. and F. Takacs (Ed.), *Proceedings of the Weightlifting Symposium*. (p. 137–158.). Budapest, Hungary: IWF.
- Ho, L. K. W., Lorenzen, C., Wilson, C. J., Saunders, J. E., & Williams, M. D. (2014). Reviewing Current Knowledge in Snatch Performance and Technique: The Need for Future Directions in Applied Research. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(2), 574–586. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31829c0bf8>
- Hori, N., Newton, R. U., Nosaka, K., & Stone, M. H. (2005). Weightlifting exercises enhance athletic performance that requires high-load speed strength. *Strength and Conditioning Journal*, 27(4), 50–55. [https://doi.org/Doi 10.1519/1533-4295\(2005\)27\[50:Weeapt\]2.0.Co;2](https://doi.org/Doi 10.1519/1533-4295(2005)27[50:Weeapt]2.0.Co;2)
- Hydock, D. (2001). The weightlifting pull in power development. *Strength and Conditioning Journal*, 23(1), 32–37. [https://doi.org/Doi 10.1519/1533-4295\(2001\)023<0032:Twpipd>2.0.Co;2](https://doi.org/Doi 10.1519/1533-4295(2001)023<0032:Twpipd>2.0.Co;2)
- IWF. (2013). Sport Equipment Licensing. In IWF (Ed.), *International Weightlifting Federation*.
- J, Campos, Poletaev P, Cuesta A, Pablos C, C. V. (2006). Kinematical analysis of the snatch in elite male junior weightlifters of different weight categorie. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 843–850.
- Justice, T. (2008). Using the Power Snatch for Volleyball Conditioning. *PERFORMANCE CONDITIONING FOR VOLLEYBALL*, 6(3), 4–11.
- Kauhanen, H., Komi, P. V., & Hakkinen, K. (2002). Standardization and validation of the body weight adjustment regression equations in Olympic weightlifting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(1), 58–74.
- Kipp, K., & Harris, C. (2015). Patterns of barbell acceleration during the snatch in weightlifting competition. *Journal of Sports Sciences*, 33(14), 1467–1471. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.992035>

- Kipp, K., Harris, C., & Sabick, M. B. (2011). Lower extremity biomechanics during weightlifting exercise vary across joint and load. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1229–1234. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181da780b>
- Kipp, K., Harris, C., Sabick, M., Kuhlman, S., & Redden, J. (2006). Lower Extremity Joint Power Production during Olympic Weightlifting Exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(5), S296–S296. <https://doi.org/10.1249/00005768-200605001-01281>
- Kipp, K., Redden, J., Sabick, M., & Harris, C. (2012). Kinematic and Kinetic Synergies of the Lower Extremities During the Pull in Olympic Weightlifting. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(3), 271–278.
- Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS, Fleck SJ, Franklin B, Fry AC, Hoffman JR, Newton RU, Potteiger J, Stone MH, R. N. (2002). Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*, 34, 364–380.
- Krol, H. (2001). The relationship between barbell velocity and ground reaction force of athlete-device system during the snatch. *Journal of Human Kinetics*, 6(73–79).
- Kruszewski, M., Merda, W., & Kulej, M. (1998). Changes of snatch technics in last 25 years period. In ed. L. P.V. Komi (Ed.), *International Conference on Weightlifting and Strength Training* (pp. 267–268). Finland: Gummerus Printing.
- Lauder, M. A., & Lake, J. P. (2008). Biomechanical comparison of unilateral and bilateral power snatch lifts. *J Strength Cond Res*, 22(3), 653–660. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181660c89>
- Lehr, T., and R. P. (1979). *An electromyographic analysis of Olympic power and squat clean*. (A. Edmonton, Ed.), *The International Congress of Sports Sciences*.
- Lenjannejadian, S., & Rostami, M. (2008). Optimal Trajectories of Snatch Weightlifting for Two Different Weight Classes by Using Genetic Algorithm. *2008 Cairo International Biomedical Engineering Conference*, 150–153.
- Lloyd, R. S., Faigenbaum, A. D., Stone, M. H., Oliver, J. L., Jeffreys, I., Moody, J. a, ... Myer, G. D. (2013). Position statement on youth resistance training: the 2014 International Consensus. *British Journal of Sports Medicine*, 48(21), 498–505. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092952>
- Meyer, J., Morrison, J., & Zuniga, J. (2017). The Benefits and Risks of CrossFit: A Systematic Review. *Workplace Health & Safety*, 65(12), 612–618. <https://doi.org/10.1177/2165079916685568>
- Moritani, T; Muro, M; Ishida, K, and Taguchi, S. (1987). Electromyographic analyses of the effects of muscle power training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1, 23–32.
- Moritani, T. (1993). Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *J Biomechanics*, 1(26), 95–107.
- Newton RU, Cormie P, K. W. (2012). Power training. In n J. Hoffma (Ed.), *NSCA's Guide to Program Design*. (pp. 95–117). Champaign, IL: Human Kinetics;
- Price, K. (2015). No sign of CrossFit boom slowing down. *Pittsburgh Tribune*.
- Rahmati, S. M. A., & Mallakzadeh, M. (2014). Prediction of weightlifter's motor behavior to evaluate snatch weightlifting techniques based on a new method of investigation of consumed energy. *Human Movement Science*, 38, 58–73. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.08.008>
- Robertson, D. G. E. (2004). *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics. Retrieved from <http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=oWVYeMiX4rMC&pgis=1>
- Roman, R. a. (1974). *The Training of the Weightlifter*. Sportivny Press. Livonia, Michigan.
- Roman, R. A., & Z, S. M. (1982). *The snatch, the clean and jerk*. (trans. A. Charniga, Jr., Ed.), *Sportivny Press*. Livonia.
- Rossi, S. J., Buford, T. W., Smith, D. B., Kennel, R., Haff, E. E., & Haff, G. G. (2007). Bilateral Comparison of Barbell Kinetics and Kinematics During a Weightlifting Competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2(2), 150–158.
- Rucci, J. A., & Tomporowski, P. D. (2010). Three types of kinematic feedback and the execution of the hang power clean. *J Strength Cond Res*, 24(3), 771–778. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cbab96>
- Schilling, B. K., Stone, M. H., O'Bryant, H. S., Fry, A. C., Coglianese, R. H., & Pierce, K. C. (2002). Snatch technique of collegiate national level weightlifters. *J Strength Cond Res*, 16(4), 551–555.

- Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12423184>
- Sinclair, R. G. (1985). Normalizing the performances of athletes in Olympic weightlifting. *Can J Appl Sport Sci*, 10(2), 94–98. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4017158>
- Souissi, H., Zory, R., Bredin, J., & Gerus, P. (2017). Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. *Journal of Biomechanics*, 57, 141–145. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.029>
- Sprey, J., Ferreira, T., de Lima, M., Duarte, A., & Santili, C. (2016). An epidemiological profile of crossfit athletes in Brazil. *Orthop J Sport Med.*, 4, 1–6.
- Stone, M. H., O'Bryant, H. S., Williams, F. E., & Johnson, R. (1998). Analysis of bar paths during the snatch in elite male weightlifters. *Strength and Conditioning Journal*, (4), 30–38.
- Stone, M. H., Pierce, K. C., Sands, W. A., & Stone, M. E. (2006). Weightlifting: A brief overview. *Strength and Conditioning Journal*, 28(1), 50–66. <https://doi.org/Doi> 10.1519/1533-4295(2006)28[50:Wabo]2.0.Co;2
- Suchomel, T. J., Comfort, P., & Lake, J. P. (2017). Enhancing the Force-Velocity Profile of Athletes Using Weightlifting Derivatives. *Strength and Conditioning Journal*, 39(1), 10–20. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000275>
- Suchomel, T. J., Comfort, P., & Stone, M. H. (2015). Weightlifting Pulling Derivatives: Rationale for Implementation and Application. *Sports Medicine*, 45(6), 823–839. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0314-y>
- Suchomel, T. J., DeWeese, B. H., Beckham, G. K., Serrano, A. J., & French, S. M. (2014). The Hang High Pull: A Progressive Exercise Into Weightlifting Derivatives. *Strength and Conditioning Journal*, 36(6), 79–83.
- Summitt, R., Cotton, R., Kays, A., & EJ, S. (2016). Shoulder injuries in individuals who participate in CrossFit training. *Sports Health*, 541–546.
- Takano, R. K. (2013). Weightlifting in the Development of the High School Athlete. *Strength and Conditioning Journal*, 35(6), 66–72.
- Tysz, A. (2009). Basic performance cues for teaching the power snatch and power cleans to non-olympic weightlifting athletes. (R. A. Andrew J. Harrison Ian Kenny, Ed.), 27 *International Conference on Biomechanics in Sports*. Limerick, Ireland.
- Vladimir, P., Viorel, U. M., & Carmen, T. O. (2014). Spatial-Temporal Aspects of the Influence of the Ability to Concentrate on the Execution of the Snatch Style in Performance Weightlifting. *3rd International Congress on Physical Education, Sport and Kinetotherapy (Icpesk 2013)*, 117, 210–215. <https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2014.02.203>
- Vorobyev, A. (1978). *A Textbook on Weightlifting*. (T. W.J. Brice, Ed.). Budapest, Hungary: International Weightlifting Federation.
- Wang, X. and P. (2009). The characteristic analysis of weightlifter snatch technical of hebei tigong team women athletes. *Slobozhansky Sci J Sports*, 1, 95–98.
- Weisenthal, BM.; Beck, C. . M. (2014). Injury rate and patterns among CrossFit athletes. *Orthop J Sports Med*, 2. <https://doi.org/2325967114531177>
- Winchester, J. B., Erickson, T. M., Blaak, J. B., & McBride, J. M. (2005). Changes in bar-path kinematics and kinetics after power-clean training. *J Strength Cond Res*, 19(1), 177–183. <https://doi.org/10.1519/14023.1>
- Winchester, J. B., Porter, J. M., & McBride, J. M. (2009). Changes in bar path kinematics and kinetics through use of summary feedback in power snatch training. *J Strength Cond Res*, 23(2), 444–454. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318198fc73>
- Yavuz, H. U., Erdag, D., Amca, A. M., & Aritan, S. (2015). Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. *J Sports Sci*, 33(10), 1058–1066. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.984240>
- Zatsiorsky, V., & Kraemer, W. (2006). *Science and Practice of Strength Training*. (H. Kinetics, Ed.).
- Zawieja-Koch, M. (2005). Weightlifting in training for athletics – Part I. *New Studies in Athletics*, 20(1), 7–23.
- Zernicke, R., & Whiting, W. (2000). Mechanisms of musculoskeletal injury. In *Biomechanics in Sport*

(pp. 507–522). Oxford: Blackwell Science Ltd;
Zwaan, E., Becher, J. G., & Harlaar, J. (2012). Synergy of EMG patterns in gait as an objective measure of muscle selectivity in children with spastic cerebral palsy. *Gait Posture*, 35(1), 111–115. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.019>

9. Anexos

Anexo A

Posicionamento dos sEMG nos Músculos que serão medidos, parametrizados pelo SENIAM

Name	Trapezius	
Subdivision	Trapezius (upper)	Descendens

Name	Erector Spinae
Subdivision	longissimus

Name	Biceps brachii
Subdivision	Short head and long head

Name	Triceps brachii
Subdivision	Long head

Name	Biceps femoris
Subdivision	Long head and short head

Name	Quadriceps
Subdivision	Femoris vastus lateralis

Name	Gastrocnemius
Subdivision	Medialis

Name	Deltoideus
Subdivision	Medius

Anexo B:

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Dados de identificação do sujeito da pesquisa ou responsável legal

Nome.....Código (uso do pesquisador).....
 Documento de identidade No Sexo: M F
 Data Nascimento: / /
 Endereço.....No..... Apto
 Bairro:.....Cidade.....

1. Você, maior de idade, está sendo convidado/a para participar voluntariamente da pesquisa intitulada: “Experiências para identificação e estudo dos padrões musculares durante a aquisição de habilidades motoras em praticantes do levantamento de peso olímpico”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Arturo Forner Cordero, Carlos Noriega.
2. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelos pesquisadores responsáveis no Lab. de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Univ. de São Paulo.
3. Na sua participação você realizará os movimentos do levantamento de peso olímpico (Power snatch, Power Clean, Push Jerk, Agachamento de Snatch) previamente ensinados, em uma barra olímpica com uma carga total correspondente ao 30%-40% da sua massa corporal, seguindo as indicações dos pesquisadores.
4. Previamente serão colocados:
 - Eletrodos sobre músculos dos braços, pernas e lombar para registrar a atividade dos mesmos, para isso, é preciso raspar e limpar com álcool a pele antes de colocar os eletrodos.
 - Colocação de marcadores retro refletivos ou sensores inerciais. Estes serão colados sob a pele por meio de esparadrapo de uso médico.
5. Os riscos consistem em:
 - Desconforto leve durante execução dos movimentos devido à fadiga muscular própria de um exercício.
6. Os benefícios serão aumentar o conhecimento sobre o controle motor humano e suas aplicações para o treinamento esportivo e na reabilitação . Desenvolvimento de potência e controle muscular.
7. É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo.
8. Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão divulgados em publicações científicas, mas a sua identidade será preservada.
9. Despesas e compensações: Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.
10. Local e duração do treino: o treino será ministrado em três locais, escolhendo você o melhor para o seu deslocamento, sendo estes:
 - 1) Companhia Athletica- Unidade Kansas, Kansas 1582, Brooklin Paulista, CEP

04558005

- 2) Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (EEFE-USP), Av. Professor Mello Moraes, 65 - Cidade Universitária, São Paulo - SP, 05508-030
 - 3) Em alguns casos excepcionais, no mesmo laboratório: Laboratório de Biomecatrônica: Av. Prof. Luciano Gualberto, travessa 3 nº 380, CEP 05508-010 - São Paulo – SP
 - 4) A duração do treino em total (contabilizando aquecimento, treino e desaquecimento) é de 45-60 minutos.
11. Traje esportivo e dieta: Para a prática esportiva o sujeito usará roupa confortável (short, camiseta, meias) do material padrão com que se confeccionam estes: nylon, algodão, elastano ou a combinação de todos eles. Tênis firmes e confortáveis, sem o uso de ar na sola ou características que gerem desestabilização. Antes da prática a pessoa deve haver ingerido alimentos, ou seja, não poderá estar em jejum. Durante a execução do treino recomenda-se beber água ou se gosta algum eletrólito. Para após o treino pode consumir alguma fruta (banana, maçã, etc) ou barra de cereal.
 12. O sujeito deverá apresentar exame médico atestando que o participante se encontra apto para realizar a prática esportiva.

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:

- Prof. Arturo Forner Cordero (Tel. (11) 30919965. Email: aforner@usp.br)

- Carlos Noriega Cel: (11) 969634011 email: clnoriega.usp@gmail.com

Av. Prof. Mello Moraes, 2231 Cidade Universitária 05508-030 São Paulo/SP, Brasil

Poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo (CEPH-IPUSP)

Endereço: Av. Prof. Mello Moraes, 1.721 - Bloco G, 2º andar, sala 27 - CEP 05508-030 - Cidade Universitária - São Paulo/SP. E-mail: ceph.ip@usp.br Telefone: (11) 3091-4182

Assinatura do pesquisador

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido e posso renunciar a participar em qualquer momento sem explicação.

Participante da pesquisa

São Paulo, de de 2016

10. Apêndice

10.1. Power Snatch e Power Clean

Como observado nas Figuras 1 e 2, tanto o Snatch como o Clean são movimentos que finalizam em uma posição profunda de agachamento antes de iniciar a recuperação, essa posição é chamada de encaixe. O termo “power” significa que o atleta recebe/encaixa o peso por cima da cabeça ou acima dos ombros com as pernas flexionadas no máximo 90 graus, mais do que isso o movimento já passa a ser considerado Snatch ou Clean. Na figura 3 temos exemplificadas essas posições. Na Figura 3-a e 3-c temos as posições do Power Snatch e do Power Clean respectivamente. Nas posições mostradas da Figura 3-b, 3-d, do Snatch e do Clean respectivamente, requerem-se algumas condições mecânicas, habilidades esportivas e adaptações musculares que não são comuns em iniciantes ou sujeitos com pouco tempo de treinamento, aliás, nem todo sujeito com muitos meses de treino consegue.

Figura 32 - Posições Finais a)Power snatch b)Snatch c)Power Clean d)Clean

Fonte: Elaboração própria

Por isso algumas pesquisas foram feitas utilizando o mesmo movimento mas na posição de “power”, seja para entender a sua biomecânica (Souza and Shimada 2002,

Rucci and Tomporowski 2010, Suchomel, Wright et al. 2014), suas aplicações esportivas (HARTMAN 2004, Chiu and Schilling 2005, Hori, Newton et al. 2005, Hori, Newton et al. 2008, Frounfelter 2009, Suchomel, Comfort et al. 2015) ou a força reação do solo gerada nessa adaptação (Souza, Shimada et al. 2002). Em nosso projeto usaremos a chamada posição em “Power” para executar os movimentos.

10.2. Pesquisa no Levantamento de Peso Olímpico

O entendimento da cinemática e cinética do Levantamento de Peso Olímpico (LPO), assim como a sua utilização e melhora em desempenho, sempre foi de interesse da comunidade científica esportiva. Na década dos 50's (Lietzke 1956) já estudava a relação entre a massa do atleta e a capacidade de levantar peso em atletas de alto nível propondo uma equação linear que comportava a relação estudada, porém naquela época ainda não existiam as divisões corporais de hoje e os atletas eram quase todos da mesma massa corpórea. Hoje em dia sabemos que essa equação não é linear. Nos 70's começaram as pesquisas com a utilização de plataformas de força no levantamento de peso olímpico, onde foram estudadas tanto as forças verticais no sistema barra-atleta assim como a dupla extensão de joelhos (DKB do seu nome em inglês Double Knee Bend) que acontece durante a fase do Second Pull (Enoka 1979) e também foram os inícios de pesquisas sobre as suas prováveis aplicações em outras modalidades esportivas como (Garhammer and Gregor 1979) em que foram comparadas as similitudes visuais e a potência gerada do movimento do LPO com a dos saltos verticais e se encontrou que existe uma forte correlação do movimento. Nos 80's as pesquisas foram em relação de detalhes técnicos, como por exemplo na avaliação da performance do movimento com diferentes cargas de trabalho e com a utilização da dupla extensão de joelhos (DKB), onde foi encontrado que a utilização certa dessa parte do gesto depende da habilidade individual do atleta de gerar potência articular e de organizar temporal e sequencialmente as fases do movimento tanto para produzir potência como a capacidade de absorção ao encaixar a barra (Enoka 1988), outras pesquisas como (Burdett 1982) onde foi estudada a relação entre a altura alcançada pela barra e os ângulos formados pelo joelho e tronco. Também (Hakkinen, Komi et al. 1986) compraram a performance muscular de levantadores de elite em trabalhos isométricos e de força explosiva versus outros

atletas mediante a avaliação eletromiográfica dos músculos extensores da perna, onde foram encontrados nos levantadores de peso, indicadores que demonstraram a gestão da capacidade da energia elástica no músculo durante o ciclo alongamento-encurtamento (SSC - stretch shortening cycle). No final dessa década aparece a primeira pesquisa que utiliza feedback visual como ferramenta para adquirir habilidades motoras (técnica) na execução do levantamento de peso, onde se dividiram dois grupos e um treinou o Hang Clean frente a um espelho e outro fez o mesmo mas sem espelho, uma tabela de detalhes técnicos foi criada para avaliar os movimentos, penalizando com um ponto cada erro cometido durante a execução, foi encontrado que o grupo que utilizou o espelho como ferramenta de feedback teve um melhor score de pontos que o grupo que não o usou (Sewall 1988).

Na década dos 90's aparecem ou se popularizam tecnologias que permitem melhores e mais completas avaliações da cinemática e cinética: novas plataformas de força, sistemas de utilização de marcadores junto com várias câmeras infravermelho e hardware mais moderno permitem pesquisas como (Collins 1994) onde o autor fez uma proposta de que é possível geométrica e mecanicamente para o joelho controlar o peso durante o movimento do Clean mediante o trabalho sinérgico do antagonista, protegendo assim as estruturas internas durante uma competição. Outra pesquisa estudou a habilidade de balance do Levantador de Peso no movimento do Power Snatch, assim, comparando 2 atletas de elite mas com diferentes tempos de treinamento e com diferentes cargas de trabalho, foram avaliados os centros de pressão e linha da gravidade de cada um deles, encontrando que o atleta mais experiente desloca menos a barra e mostrando maior estabilidade que o levantador menos experiente (Christ, Owen et al. 1996).

Em função disso muito já há sido pesquisado sobre as variáveis cinemáticas e cinéticas que interferem na execução, tanto no análise da trajetória da barra (Winchester, Erickson et al. 2005, Gourgoulis, Aggeloussis et al. 2009, Akkus 2012, Kipp, Redden et al. 2012, Haug, Drinkwater et al. 2015) assim como tornar o movimento biomecânicamente mais eficiente (Schilling, Stone et al. 2002, Winchester, Erickson et al. 2005, Chiu, Wang et al. 2010).

Na atualidade pesquisas focam-se sobre a utilização do LPO como método de fortalecimento para outras modalidades esportivas (Holmberg 2013, Haug, Drinkwater et al. 2015), isso por que a execução da coordenação neuromuscular inclui recrutamento de unidades motoras, codificação da frequência e sincronização

(unidades musculares contraindo simultaneamente com o mínimo de retardo possível) e os movimentos de alta intensidade são a melhor opção para melhorá-la (Zatsiorsky 2006), além da força adquirida, pesquisadores também estudam a transferência da potência desenvolvida na prática do LPO sendo aplicada para outros movimentos esportivos, que se caracterizam por que também utilizam a tripla extensão como desenvolvimento de força (Frounfelter 2009, DiSanto, Valentine et al. 2015, Suchomel, Comfort et al. 2015) ou que associam resultados de desempenho esportivo com as habilidades desenvolvidas na prática da halterofilia (HARTMAN 2004, Chaouachi, Hammami et al. 2014).

10.3. Scripts desenvolvidos em Matlab

10.3.1. Script em Matlab para cálculos dos ângulos articulares

```
%Calculate angles - Joints
%x1y1= toe x2y2=ank x3y3=knee x4y4=trocart x5y5=shoulder
n=length(xAnk)
for i=1:n
%Calculate Ankle Angle
tornoz(i)=abs((atan((yAnk(i)-yToe(i))/(xAnk(i)-xToe(i)))-
atan((yKne(i)-yAnk(i))/(xKne(i)-xAnk(i)))));
    if tornoz(i)<1.35 %pi/2.2
        ank_angle(i) = abs(pi-((atan((yAnk(i)-yToe(i))/(xAnk(i)-
xToe(i)))- atan((yKne(i)-yAnk(i))/(xKne(i)-xAnk(i)))))*180/pi
    else
        ank_angle(i) = abs((atan((yAnk(i)-yToe(i))/(xAnk(i)-
xToe(i)))- atan((yKne(i)-yAnk(i))/(xKne(i)-xAnk(i)))))* 180/pi;
    end
%Calculate Knee Angle
joelho(i) = abs((atan((yKne(i)-yAnk(i))/(xKne(i)-xAnk(i)))-
atan((yTro(i)-yKne(i))/(xTro(i)-xKne(i)))))* 180/pi;
    if joelho(i)<pi/8
        knee_angle(i) = abs(pi+((atan((yKne(i)-yAnk(i))/(xKne(i)-
xAnk(i)))- atan((yTro(i)-yKne(i))/(xTro(i)-xKne(i)))))* 180/pi;
    else
        knee_angle(i) = abs((atan((yKne(i)-yAnk(i))/(xKne(i)-
xAnk(i)))- atan((yTro(i)-yKne(i))/(xTro(i)-xKne(i)))))* 180/pi;
    end
%Calculate Trunk Angle
tronco(i) = abs((atan((yTro(i)-yKne(i))/(xTro(i)-xKne(i))) -
atan((ySho(i)-yTro(i))/(xSho(i)-xTro(i)))));
    % if (tronco2(i)>pi/2) || (tronco2(i)<pi)
    if tronco(i)<pi/8
        trunk_angle(i) = (pi-((atan((yTro(i)-yKne(i))/(xTro(i)-
xKne(i))) - atan((ySho(i)-yTro(i))/(xSho(i)-xTro(i)))))*180/pi;
    else
        trunk_angle(i) = abs((atan((yTro(i)-yKne(i))/(xTro(i)-
xKne(i))) - atan((ySho(i)-yTro(i))/(xSho(i)-xTro(i)))))*180/pi;
    end
end
%-----
%xToe=X1;xAnk=X2;xKne=X3;xTro=X4;xSho=X5;yToe=Y1;yAnk=Y2;yKne=Y3;yTro=Y4;ySho=Y5;
%clear X1 X2 X3 X4 X5 Y1 Y2 Y3 Y4 Y5
%-----
```

```

%xToe=X9;xAnk=X10;xKne=X11;xTro=X12;xSho=X13;yToe=Y9;yAnk=Y10;yKne=Y
11;yTro=Y12;ySho=Y13;
%clear X9 X10 X11 X12 X13 Y9 Y10 Y11 Y12 Y13
%-----
%xToe=X17;xAnk=X18;xKne=X19;xTro=X20;xSho=X21;yToe=Y17;yAnk=Y18;yKne
=Y19;yTro=Y20;ySho=Y21;
%clear X17 X18 X19 X20 X21 Y17 Y18 Y19 Y20 Y21
%save('robrag_sx_angles','ank_angle','knee_angle','trunk_angle')

```

10.3.2. Script do cálculo dos instantes máximos angulares

```

%load the three angles calculated for session
%Input dialog for definition of the First, second and Catch
Phases(final)
dialogBox = inputdlg('Enter space-separated phases:',...
    '1st 2nd catch', [1 50]);
phases = str2num(dialogBox{:});

%definition of positions
fp=phases(1);
sp=phases(2);
cp=phases(3);
%cp=phases(3);
%maximus ank angle
max_ank_1st=max(ank_angle(:,1:fp));
max_ank_trans=min(ank_angle(:,fp+1:fp+3));%estou chamando max , mas
é min
max_ank_2nd=max(ank_angle(:,fp+4:sp));
max_ank_angle=max(ank_angle);
%max instants position and time
insPosank_1st=(find(ank_angle(:,1:fp)==max_ank_1st,1));
instAnk_1st=insPosank_1st/120;

insPAnkTrans=(find(ank_angle(:,fp:fp+3)==max_ank_trans,1));
instAnkTrans=(insPAnkTrans/120)+(length(ank_angle(:,1:fp))/120);%<--
-

insPosank_2dn=(find(ank_angle(:,fp+4:sp)==max_ank_2nd,1));
instAnk_2nd=(insPosank_2dn/120)+(length(ank_angle(:,1:fp+3))/120);%<
---
%insPosank_2dn=insPosank_2dn+insPosank_1st;
insMax_ank=(find(ank_angle==max_ank_angle,1));
instTMax_ank=insMax_ank/120;
%-----
%maximus trans angle
% max_trans=max(ank_angle(:,fp:fp+3));
%-----
%maximus knee angle
max_kne_1st=max(knee_angle(:,1:fp));
max_kne_trans=min(knee_angle(:,fp+1:fp+3));
max_kne_2nd=max(knee_angle(:,fp+4:sp));
max_kne_angle=max(knee_angle);
%max instants position and time
insPoskne_1st=(find(knee_angle(:,1:fp)==max_kne_1st,1));
instKne_1st=insPoskne_1st/120;

insPKneTrans=(find(knee_angle(:,fp+1:fp+3)==max_kne_trans,1));

```

```

instTKneTrans=(insPKneTrans/120)+((length(knee_angle(:,1:fp)))/120);%

insPoskne_2dn=(find(knee_angle(:,fp+4:sp)==max_kne_2nd,1));
insPoskne_2dn=insPoskne_2dn+(length(knee_angle(:,1:fp+3)))/120;
instTKnee_2nd=(insPoskne_2dn/120);

insMax_kne=(find(knee_angle==max_kne_angle,1));
insTMax_kne=insMax_kne/120;
%-----
%maximus trunk angle
max_trunk_1st=max(trunk_angle(:,1:fp));
max_trunktrans=min(trunk_angle(:,fp+1:fp+3));
max_trunk_2nd=max(trunk_angle(:,fp+4:sp));
max_tru_angle=max(trunk_angle);
%max instants position and time
insPostru_1st=(find(trunk_angle(:,1:fp)==max_trunk_1st,1));
instTTru_1st=insPostru_1st/120;

insPTrunkTrans=(find(trunk_angle(:,fp+1:fp+3)==max_trunktrans,1));
instTTrunkTrans=(insPTrunkTrans/120)+((length(trunk_angle(:,1:fp)))/120);

insPostru_2dn=(find(trunk_angle(:,fp+4:sp)==max_trunk_2nd,1));
instTTrunk_2nd=(insPostru_2dn/120)+((length(trunk_angle(:,1:fp+3)))/120);
% insPostru_2dn=insPostru_2dn+insPostru_1st;

insMax_tru=(find(trunk_angle==max_tru_angle,1));
instTMax_tru=insMax_tru/120;

%mostra resultados
disp('-----')
disp("Max Knee Angle in 1st "+max_kne_1st)
disp("Min Knee Angle- Transition "+max_kne_trans)
disp("Max Knee Angle "+max_kne_angle)
disp("Max Knee instant in 1st "+instTKne_1st)
disp("Max Knee instant -Transition "+instTKneTrans)
%disp("Max Knee Angle in 2nd "+max_kne_2nd)
disp("Max Knee instant in 2nd "+instTKnee_2nd)

disp("Max Knee instant Angle "+instTMax_kne)
disp('-----')
%disp("Max Ank Angle 1st "+max_ank_1st)
disp("Min Ank Angle- Transition "+max_ank_trans)
disp("Max Ank Angle "+max_ank_angle)
disp("Max Ank instant 1st "+instTAnk_1st)
disp("Max Ank instant -Transition "+instTAnkTrans)
%disp("Max Ank Angle in 2nd "+max_ank_2nd)

```

```

disp("Max Ank instant in 2nd  "+insTAnk_2nd)
disp("Max Ank instant Angle  "+insTMax_ank)

disp('-----')
%disp("Max Trunk Angle in 1st  "+max_trunk_1st)
disp("Min Trunk Angle- Transition "+max_trunktrans)
disp("Max Trunk Angle  "+max_tru_angle)
disp("Max Trunk instant in 1st  "+insTTru_1st)
disp("Max Trunk instant -Transition "+insTTrunkTrans)
%disp("Max Trunk Angle in 2nd  "+max_trunk_2nd)
disp("Max Trunk instant in 2nd  "+insTTrunk_2nd)
disp("Max Trunk instant Angle  "+insTMax_tru)

%plotagem
plot(ank_angle)
hold on
plot(trunk_angle)
plot(knee_angle)
legend('Tornozelo','Tronco','Joelho')
title('Ângulos');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color','black','LineStyle', '--');
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color','black','LineStyle', '--');
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color','black','LineStyle', '--');
hold off

```

10.3.3. Script do cálculo, normalização e plotagem das velocidades horizontais e verticais

```
%First:import data from excel, see the column name
n1=length(Time);
% n2=length(Time2);%Time2
% n3=length(Time4);%Time4
%-----
%Input dialog for S1: First, Second and Catch Phases(final)
dialogBox = inputdlg('Enter space-separated phases:',...
    'Session 1 - MaxExt MaxFlex MaxExt ', [1 50]);
phases1 = str2num(dialogBox{:});
%definition of positions, call:MaxExt MaxFlex MaxExt = fp sp cp
fp1=phases1(1);
sp1=phases1(2);
cp1=phases1(3);
% %Input dialog for S2: First, second and Catch Phases(final)
% dialogBox = inputdlg('Enter space-separated phases:',...
%     'Session 2-1st 2nd and Catch ', [1 50]);
% phases2 = str2num(dialogBox{:});
% %definition of positions
% fp2=phases2(1);
% sp2=phases2(2);
% cp2=phases2(3);
%Input dialog for S3: First, second and Catch Phases(final)
% dialogBox = inputdlg('Enter space-separated phases:',...
%     'Session 3-1st 2nd and Catch ', [1 50]);
% phases3 = str2num(dialogBox{:});
% %definition of positions
% fp3=phases3(1);
% sp3=phases3(2);
% cp3=phases3(3);
%-----
%create Vectors S1
for i=1:n1-1
    yVelo_S1(i)=(Y(i+1)-Y(i))/(Time(i+1)-Time(i));
    xVelo_S1(i)=(X(i+1)-X(i))/(Time(i+1)-Time(i));
end
%final definition x and y velocities
yVel_S1=yVelo_S1(:,4:end);%aqui não era4 e sim 6
xVel_S1=xVelo_S1(:,4:end);%aqui não era4 e sim 6
%Horizontal and vertical velocity S1 -for Phases
yVel_S1_fp1=yVel_S1(:,1:fp1);
xVel_S1_fp1=xVel_S1(:,1:fp1);
yTransVel_S1=yVel_S1(:,fp1+1:fp1+3);
xTransVel_S1=xVel_S1(:,fp1+1:fp1+3);
yVel_S1_sp1=yVel_S1(:,fp1+4:sp1);
xVel_S1_sp1=xVel_S1(:,fp1+4:sp1);
```

```

yVel_S1_cp1=yVel_S1(:,sp1+1:cp1);
xVel_S1_cp1=xVel_S1(:,sp1+1:cp1);
%max value,positions and instant -S1%%<-----copia esse grupo para
cada
MyVel_S1_fp1=max(yVel_S1_fp1);%max value
iyVel_S1_fp1=(find(yVel_S1_fp1==MyVel_S1_fp1,1))/120;%position
converted in instat
MxVel_S1_fp1=max(xVel_S1_fp1);
ixVel_S1_fp1=(find(xVel_S1_fp1==MxVel_S1_fp1,1))/120;%position
converted in instat
MyTransVel_S1=min(yTransVel_S1);
iyTransVel_S1=((find(yTransVel_S1==MyTransVel_S1,1))/120)+(fp1/120);
%position converted in instat
MxTransVel_S1=min(xTransVel_S1);
ixTransVel_S1=((find(xTransVel_S1==MxTransVel_S1,1))/120)+(fp1/120);
%position converted in instat
MyVel_S1_sp1=max(yVel_S1_sp1);
iyVel_S1_sp1=((find(yVel_S1_sp1==MyVel_S1_sp1,1))/120)+(fp1+4)/120;%
position converted in instat
MxVel_S1_sp1=min(xVel_S1_sp1);%%<-----
ixVel_S1_sp1=((find(xVel_S1_sp1==MxVel_S1_sp1,1))/120)+(fp1+4)/120;%po
sition converted in instat
MyVel_S1_cp1=max(yVel_S1_cp1);
iyVel_S1_cp1=(find(yVel_S1_cp1==MyVel_S1_cp1,1))/120+(sp1/120);%posi
tion converted in instat
MxVel_S1_cp1=max(xVel_S1_cp1);
ixVel_S1_cp1=((find(xVel_S1_cp1==MxVel_S1_cp1,1))/120)+(sp1/120);%po
sition converted in instat

%-----
% % %create Vectors S2
% % for i=1:n2-1
% %     yVelo_S2(i)=(Y8(i+1)-Y8(i))/(Time2(i+1)-Time2(i));
% %     xVelo_S2(i)=(X8(i+1)-X8(i))/(Time2(i+1)-Time2(i));
% % end
% % %final definition x and y velocities
% % yVel_S2=yVelo_S2(:,6:end);
% % xVel_S2=xVelo_S2(:,6:end);
% % %Horizontal and vertical velocity S1 -for Phases
% % yVel_S2_fp2=yVel_S2(:,1:fp2);
% % xVel_S2_fp2=xVel_S2(:,1:fp2);
% % yTransVel_S2=yVel_S2(:,fp2+1:fp2+3);
% % xTransVel_S2=xVel_S2(:,fp2+1:fp2+3);
% % yVel_S2_sp2=yVel_S2(:,fp2+4:sp2);
% % xVel_S2_sp2=xVel_S2(:,fp2+4:sp2);
% % yVel_S2_cp2=yVel_S2(:,sp2+1:cp2);
% % xVel_S2_cp2=xVel_S2(:,sp2+1:cp2);
%-----

```



```

% %create Vectors S3
% for i=1:n3-1
%     yVelo_S3(i)=(Y16(i+1)-Y16(i))/(Time4(i+1)-Time4(i));
%     xVelo_S3(i)=(X16(i+1)-X16(i))/(Time4(i+1)-Time4(i));
% end
% %final definition x and y velocities
% yVel_S3=yVelo_S3(:,6:end);
% xVel_S3=xVelo_S3(:,6:end);
% %Horizontal and vertical velocity S3 -for Phases
% yVel_S3_fp3=yVel_S3(:,1:fp3);
% xVel_S3_fp3=xVel_S3(:,1:fp3);
% yTransVel_S3=yVel_S3(:,fp3+1:fp3+3);
% xTransVel_S3=xVel_S3(:,fp3+1:fp3+3);
% yVel_S3_sp3=yVel_S3(:,fp3+4:sp3);
% xVel_S3_sp3=xVel_S3(:,fp3+4:sp3);
% yVel_S3_cp3=yVel_S3(:,sp3+1:cp3);
% xVel_S3_cp3=xVel_S3(:,sp3+1:cp3);
%
% %max value, positions and instant -S3%%<-----copia esse grupo para
cada
% MyVel_S3_fp3=max(yVel_S3_fp3);%max value
% iyVel_S3_fp3=(find(yVel_S3_fp3==MyVel_S3_fp3,1))/120;%position
converted in instat
% MxVel_S3_fp3=max(xVel_S3_fp3);
% ixVel_S3_fp3=(find(xVel_S3_fp3==MxVel_S3_fp3,1))/120;%position
converted in instat
% MyTransVel_S3=min(yTransVel_S3);
%
% iyTransVel_S3=(find(yTransVel_S3==MyTransVel_S3,1))/120+(fp3/120);%p
osition converted in instat
% MxTransVel_S3=min(xTransVel_S3);
%
% ixTransVel_S3=(find(xTransVel_S3==MxTransVel_S3,1))/120+(fp3/120);%p
osition converted in instat
% MyVel_S3_sp3=max(yVel_S3_sp3);
%
% iyVel_S3_sp3=(find(yVel_S3_sp3==MyVel_S3_sp3,1))/120+(fp3+4)/120;%po
sition converted in instat
% MxVel_S3_sp3=min(xVel_S3_sp3);
%
% ixVel_S3_sp3=(find(xVel_S3_sp3==MxVel_S3_sp3,1))/120+(fp3+4)/120;%po
sition converted in instat
% MyVel_S3_cp3=max(yVel_S3_cp3);
%
% iyVel_S3_cp3=(find(yVel_S3_cp3==MyVel_S3_cp3,1))/120+(sp3/120);%posi
tion converted in instat
% MxVel_S3_cp3=max(xVel_S3_cp3);

```

```

%
ixVel_S3_cp3=(find(xVel_S3_cp3==MxVel_S3_cp3,1))/120+(sp3/120);%posi
tion converted in instat
% %-----
%-----INSTANT OTHERS
dialogBox = inputdlg('OTHERS phases:',...
    'Session 4 - MaxExt MaxFlex MaxExt ', [1 50]);
phases4 = str2num(dialogBox{:});
%definition of positions, call:MaxExt MaxFlex MaxExt = fp sp cp
fp4=phases4(1);
trans4=phases4(2);
sp4=phases4(3);
cp4=phases4(4);
% %-----
% dialogBox = inputdlg('OTHERS phases:',...
%     'Session 5 - MaxExt MaxFlex MaxExt ', [1 50]);
% phases5 = str2num(dialogBox{:});
% %definition of positions, call:MaxExt MaxFlex MaxExt = fp sp cp
% fp5=phases5(1);
% trans5=phases5(2)
% sp5=phases5(3);
% cp5=phases5(4);
%yVel_S1, xVel_S1,yVel_S3, xVel_S3 <----CHAMA ESSES
iyVel_S4_fp4=find(yVel_S1(:,1:fp4)==(max(yVel_S1(:,1:fp4))),1)/120;
ixVel_S4_fp4=find(xVel_S1(:,1:fp4)==(max(xVel_S1(:,1:fp4))),1)/120;
iyVel_S4_trans4=find(yVel_S1(:,fp4:trans4)==(max(yVel_S1(:,fp4:trans
4))),1)/120+(fp4/120);% <---aquiii
ixVel_S4_trans4=find(xVel_S1(:,fp4:trans4)==(max(xVel_S1(:,fp4:trans
4))),1)/120+(fp4/120);
iyVel_S4_sp4=(find(yVel_S1(:,trans4+1:sp4)==(max(yVel_S1(:,trans4+1:
sp4))),1)/120)+(trans4)/120;
ixVel_S4_sp4=(find(xVel_S1(:,trans4+1:sp4)==(max(xVel_S1(:,trans4+1:
sp4))),1)/120)+(trans4)/120;
iyVel_S4_cp4=(find(yVel_S1(:,sp4+1:cp4)==(max(yVel_S1(:,sp4+1:cp4)))
,1)/120)+sp4/120;
ixVel_S4_cp4=(find(xVel_S1(:,sp4+1:cp4)==(max(xVel_S1(:,sp4+1:cp4)))
,1)/120)+sp4/120;

%
iyVel_S5_fp5=find(yVel_S1(:,1:fp5)==(max(yVel_S1(:,1:fp5))),1)/120;
%
ixVel_S5_fp5=find(xVel_S1(:,1:fp5)==(max(xVel_S1(:,1:fp5))),1)/120;
%
iyVel_S5_trans5=find(yVel_S1(:,fp5:trans5)==(max(yVel_S1(:,fp5:trans
5))),1)/120+(fp5/120);% <---aquiii
%
ixVel_S5_trans5=find(xVel_S1(:,fp5:trans5)==(max(xVel_S1(:,fp5:trans
5))),1)/120+(fp5/120);

```

```

%
iyVel_S5_sp5=(find(yVel_S1(:,trans5+1:sp5)==(max(yVel_S1(:,trans5+1:
sp5))),1)/120)+(trans5)/120;
%
ixVel_S5_sp5=(find(xVel_S1(:,trans5+1:sp5)==(max(xVel_S1(:,trans5+1:
sp5))),1)/120)+(trans5)/120;
%
iyVel_S5_cp5=(find(yVel_S1(:,sp5+1:cp5)==(max(yVel_S1(:,sp5+1:cp5)))
,1)/120)+sp5/120;
%
ixVel_S5_cp5=(find(xVel_S1(:,sp5+1:cp5)==(max(xVel_S1(:,sp5+1:cp5)))
,1)/120)+sp5/120;

%END OTHERS
%-----

disp('-----Instant of Max veloc')
disp("S1-Instant 1st - X Veloc "+ixVel_S1_fp1)
disp("S1-Instant Transition - X Veloc "+ixTransVel_S1)
disp("S1-Instant 2nd -X Veloc "+ixVel_S1_sp1)
disp("S1-Instant Catch - X Veloc  "+ixVel_S1_cp1)
disp('-----')
disp("S1-Instant 1st - Y Veloc "+iyVel_S1_fp1)
disp("S1-Instant Transition - Y Veloc "+iyTransVel_S1)
disp("S1-Instant 2nd -Y Veloc "+iyVel_S1_sp1)
disp("S1-Instant Catch - Y Veloc  "+iyVel_S1_cp1)

% disp('----- S3')
% disp("S3-Instant 1st - X Veloc "+ixVel_S3_fp3)
% disp("S3-Instant Transition - X Veloc "+ixTransVel_S3)
% disp("S3-Instant 2nd -X Veloc "+ixVel_S3_sp3)
% disp("S3-Instant Catch - X Veloc  "+ixVel_S3_cp3)
% disp('-----')
% disp("S3-Instant 1st - Y Veloc "+iyVel_S3_fp3)
% disp("S3-Instant Transition - Y Veloc "+iyTransVel_S3)
% disp("S3-Instant 2nd -Y Veloc "+iyVel_S3_sp3)
% disp("S3-Instant Catch - Y Veloc  "+iyVel_S3_cp3)
disp('the others')
disp('----- S4')
disp("S4-Instant 1st - X Veloc "+ixVel_S4_fp4)
disp("S4-Instant Transition - X Veloc "+ixVel_S4_trans4)
disp("S4-Instant 2nd -X Veloc "+ixVel_S4_sp4)
disp("S4-Instant Catch - X Veloc  "+ixVel_S4_cp4)
disp('-----')
disp("S4-Instant 1st - Y Veloc "+iyVel_S4_fp4)
disp("S4-Instant Transition - Y Veloc "+iyVel_S4_trans4)
disp("S4-Instant 2nd -Y Veloc "+iyVel_S4_sp4)
disp("S4-Instant Catch - Y Veloc  "+iyVel_S4_cp4)

```

```

% disp('----- S5')
% disp("S5-Instant 1st - X Veloc "+ixVel_S5_fp5)
% disp("S5-Instant Transition - X Veloc "+ixVel_S5_trans5)
% disp("S5-Instant 2nd -X Veloc "+ixVel_S5_sp5)
% disp("S5-Instant Catch - X Veloc  "+ixVel_S5_cp5)
% disp('-----')
% disp("S5-Instant 1st - Y Veloc "+iyVel_S5_fp5)
% disp("S5-Instant Transition - Y Veloc "+iyVel_S5_trans5)
% disp("S5-Instant 2nd -Y Veloc "+iyVel_S5_sp5)
% disp("S5-Instant Catch - Y Veloc  "+ixVel_S5_cp5)

%----- PLOTAGEM <-----

%save('robrag_', 'yVel_S1', 'xVel_S1', 'yVel_S1_fp1', 'xVel_S1_fp1', 'yVel_S1_sp1', 'xVel_S1_sp1',
%'yVel_S1_cp1', 'xVel_S1_cp1', 'yVel_S2', 'xVel_S2', 'yVel_S2_fp2', 'xVel_S2_fp2', 'yVel_S2_sp2', 'xVel_S2_sp2',
%'yVel_S2_cp2', 'xVel_S2_cp2', 'yVel_S3', 'xVel_S3', 'yVel_S3_fp3', 'xVel_S3_fp3', 'yVel_S3_sp3', 'xVel_S3_sp3',
%'yVel_S3_cp3', 'xVel_S3_cp3')
%
%maximus ank angle
% max_ank_1st=max(ank_angle(:,1:fp));
% max_ank_2nd=max(ank_angle(:,fp+2:sp));
% %maximus knee angle
% max_kne_1st=max(knee_angle(:,1:fp));
% max_kne_2nd=max(knee_angle(:,fp+2:sp));
% %maximus trunk angle
% max_trunk_1st=max(trunk_angle(:,1:fp));
% max_trunk_2nd=max(trunk_angle(:,fp+2:sp));
%-----
% %plotagem normalizada no tempo
% %Fase 1 velocidades horizontais
% fs=120;
% t=1/fs:1/length(xVel_S1_fp1):1;%normaliza no tempo
% figure()
% subplot(3,1,1)
% plot(t, xVel_S1_fp1);
% t=1/fs:1/length(xVel_S2_fp2):1;%normaliza no tempo
% hold on;
% plot(t, xVel_S2_fp2);
% t=1/fs:1/length(xVel_S3_fp3):1;%normaliza no tempo
% plot(t, xVel_S3_fp3)
% ylabel('m/s')
% xlabel('Normalized Time ')
% title('First Phase Horizontal Velocity ')

```

```

% legend('s1','s2','s3')
% %Fase 2 velocidades horizontais
% subplot(3,1,2)
% fs=120;
% t=1/fs:1/length(xVel_S1_sp1):1;%normaliza no tempo
% plot(t, xVel_S1_sp1);
% t=1/fs:1/length(xVel_S2_sp2):1;%normaliza no tempo
% hold on;
% plot(t, xVel_S2_sp2);
% t=1/fs:1/length(xVel_S3_sp3):1;%normaliza no tempo
% plot(t, xVel_S3_sp3)
% ylabel('m/s')
% xlabel('Normalized Time ')
% title('Second Phase Horizontal Velocity ')
% legend('s1','s2','s3')
% subplot(3,1,3)
% fs=120;
% t=1/fs:1/length(xVel_S1_cp1):1;%normaliza no tempo
% plot(t, xVel_S1_cp1);
% t=1/fs:1/length(xVel_S2_cp2):1;%normaliza no tempo
% hold on;
% plot(t, xVel_S2_cp2);
% t=1/fs:1/length(xVel_S3_cp3):1;%normaliza no tempo
% plot(t, xVel_S3_cp3)
% ylabel('m/s')
% xlabel('Normalized Time ')
% title('Catch Phase Horizontal Velocity ')
% legend('s1','s2','s3')
% %-----
% %First phase- velocidades verticais
% fs=120;
% figure();
% subplot(3,1,1);
% t=1/fs:1/length(yVel_S1_fp1):1;%normaliza no tempo
% plot(t, yVel_S1_fp1);
% t=1/fs:1/length(yVel_S2_fp2):1;%normaliza no tempo
% hold on;
% plot(t, yVel_S2_fp2);
% t=1/fs:1/length(yVel_S3_fp3):1;%normaliza no tempo
% plot(t, yVel_S3_fp3)
% ylabel('m/s')
% xlabel('Normalized Time ')
% title('First Phase Vertical Velocity ')
% legend('s1','s2','s3')
% %second phase- velocidades verticais
% fs=120;
% t=1/fs:1/length(yVel_S1_sp1):1;%normaliza no tempo
% subplot(3,1,2)

```

```

% plot(t, yVel_S1_sp1);
% t=1/fs:1/length(yVel_S2_sp2):1;%normaliza no tempo
% hold on;
% plot(t, yVel_S2_sp2);
% t=1/fs:1/length(yVel_S3_sp3):1;%normaliza no tempo
% plot(t, yVel_S3_sp3)
% ylabel('m/s')
% xlabel('Normalized Time ')
% title('First Phase Vertical Velocity ')
% legend('s1','s2','s3')
% %catch phase-  velocidades verticais
% fs=120;
% t=1/fs:1/length(yVel_S1_cp1):1;%normaliza no tempo
% subplot(3,1,3)
% plot(t, yVel_S1_cp1);
% t=1/fs:1/length(yVel_S2_cp2):1;%normaliza no tempo
% hold on;
% plot(t, yVel_S2_cp2);
% t=1/fs:1/length(yVel_S3_cp3):1;%normaliza no tempo
% plot(t, yVel_S3_cp3)
% ylabel('m/s')
% xlabel('Normalized Time ')
% title('First Phase Vertical Velocity ')
% legend('s1','s2','s3')
% %-----
% %Plotagem x,y velocities total
% % FIM  da Plotagem-----

```

10.3.4. Script em Matlab da coativação muscular

```
%OW_EMG_JEK.m  Olympic Weightlifting Emg for Journal Electrom.and
Kinesiology
%Script for the processing of EMG data from
%Olympic Weightlifting experiments.
%1)Execute and load the .mat file norm(use 70% of corporal mass)
%Last version Carlos Noriega 22 Nov 2018
clear all;
% OPEN FILE
[filename1,filepath1,filterindex]=uigetfile({'*.mat*','Open
Converted Files'},...
    'Select Data File 1', 'MultiSelect', 'on');
cd(filepath1);
load(filename1);
%cleaning variables (platData, platMap....)
clearvars platData platMap startTimeEMG startTimeFP labelsFP
frequencyFP k emgMap NFIL fnam;

%SELECT DATA INTERVALS
plot(emgData(1,:)), axis tight; grid on,
title('Select the initiation of the experiment (mouse click)')
[inicio,idum]=ginput(1);
inicio=round(inicio);
%CODE BEGIN for display Toggle data cursor
title('Select the end of the experiment block (mouse click)')
[final,fdum]=ginput(1);
final=round(final);

%Crop Data
MemgTrap=(emgData(1,inicio:final));%EMG1 Trapezius
MemgDelt=(emgData(2,inicio:final));%EMG2 Deltoideus medius
MemgBice=(emgData(3,inicio:final));%EMG3 Biceps brachii
MemgTric=(emgData(4,inicio:final));%EMG4 Triceps brachii (log head)
MemgErec=(emgData(5,inicio:final));%EMG5 Erector Spinae(longissimus)
MemgFemo=(emgData(6,inicio:final));%EMG6 Biceps femoris
MemgVast=(emgData(7,inicio:final));%EMG7 Vastus Laterallis
MemgGast=(emgData(8,inicio:final));%EMG8 Medial gastrocnemius
%-----
fs=1000;
[b,a]=butter(2,[20 450]/(fs/2));%passa banda - band pass  ANTERIOR
ERA [b,a]=butter(4,[4 400]/(fs/2))
%filtro recursivo (filtfilt) confrecuenciaic (25-30 Hz) para ver los
patrones de coordinación%[b,a]=butter(4,7/(fs/2)) do biomechanical
comparison...[b,a]=butter(4,2/100)melhor mas [b,a]=butter(4,[4
400]/(fs/2)) mesma de upperlimb paper
%[B,A] = butter(N,Wn) designs an Nth order lowpass digital
fMemgTrap=filtfilt(b,a,MemgTrap);
```

```

fMemgDelt=filtfilt(b,a,MemgDelt);
fMemgBice=filtfilt(b,a,MemgBice);
fMemgTric=filtfilt(b,a,MemgTric);
fMemgErec=filtfilt(b,a,MemgErec);
fMemgFemo=filtfilt(b,a,MemgFemo);
fMemgVast=filtfilt(b,a,MemgVast);
fMemgGast=filtfilt(b,a,MemgGast);
%-----RMS of Max ---70% corporal mass
    for m = 1:length(fMemgTrap)-49 %Trapezius
        rms_maxTra (m)= sqrt(mean(fMemgTrap(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
resultTrap = max(rms_maxTra);%máx value

    for m = 1:length(fMemgDelt)-49 %Deltoideus
        rms_maxD (m)= sqrt(mean(fMemgDelt(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
resultDelt = max(rms_maxD);%máx value

    for m = 1:length(fMemgBice)-49 %Biceps
        rms_maxB (m)= sqrt(mean(fMemgBice(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
resultBice = max(rms_maxB);%máx value

    for m = 1:length(fMemgTric)-49 %Triceps
        rms_maxTri (m)= sqrt(mean(fMemgTric(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
resultTric = max(rms_maxTri);%máx value

    for m = 1:length(fMemgErec)-49 %Erector
        rms_maxE (m)= sqrt(mean(fMemgErec(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
resultErec = max(rms_maxE);%máx value

    for m = 1:length(fMemgFemo)-49 %Femoris
        rms_maxF (m)= sqrt(mean(fMemgFemo(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
resultFemo = max(rms_maxF);%máx value

    for m = 1:length(fMemgVast)-49 %Vastus
        rms_maxV (m)= sqrt(mean(fMemgVast(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end

```



```

resultVast = max(rms_maxV);%máx value

    for m = 1:length(fMemgGast)-49 %Gastrocnemius
        rms_maxG (m)= sqrt(mean(fMemgGast(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
resultGast = max(rms_maxG);%máx value

% plot(MemgTrap)%trapezio ps com 70% do pc
% hold on;
% plot(fMemgTrap, 'r')%MemgTrap filtrado
% plot(rms_max, 'y')
clearvars currdir emgData fdum idum inicio final labelsEMG
frequencyEMG filterindex filepath1 filename1 filename pathname fig;
% -----
%*****
% embaixo são os arquivos com rms do norm1, faz o mesmo
% para o ps do embaixo....
% plot(rms_maxB)
% hold on
% plot(rms_maxTri)
%*****
%-----
%Open PS file
% OPEN FILE
[filename1,filepath1,filterindex]=uigetfile({'*.mat*','Open
Converted Files'},...
    'Select Data File 1', 'MultiSelect', 'on');
cd(filepath1);
load(filename1);
%cleaning variables (platData, platMap....)
clearvars platData platMap startTimeEMG startTimeFP labelsFP
frequencyFP k emgMap NFIL fnam;

fig = figure(3);

%SELECT DATA INTERVALS
plot(emgData(5,:), axis tight; grid on,
title('Select the initiation of the experiment (mouse click)')

%CODE BEGIN for display Toggle data cursor
dcm_obj = datacursormode(fig);
set(dcm_obj,'DisplayStyle','datatip',...
    'SnapToDataVertex','off','Enable','on')

disp('Click to display a data tip, then press Return/Space.')
% Wait while the user does this.
pause

```

```

%CODE END for display Toggle data cursor
[inicio,dum]=ginput(1);
inicio=round(inicio);
% title('Select the end of the experiment block (mouse click)')
% [final,dum]=ginput(1);
% final=round(final);

    %Input dialog for definition of the First, second and Catch
    Phases(final)
    dialogBox = inputdlg('Enter space-separated phases:',...
        '1st 2nd Catch ', [1 50]);
    phases = str2num(dialogBox{:});

%definition of positions
FirstPhase=inicio+phases(1)*8.333333;
SecondPhase=inicio+phases(2)*8.333333;
CatchPhase= inicio+phases(3)*8.333333;
fp=FirstPhase-inicio; %your point goes here
sp=SecondPhase-inicio;
cp=CatchPhase-inicio;

final=inicio+phases(3)*8.333333; %final is equivalent to Catch phase

clearvars dialog dialogBox;

    %Crop Data
    emgTrap1=(emgData(1,inicio:floor(final)));%EMG1 Trapezius
    emgDelt1=(emgData(2,inicio:floor(final)));%EMG2 Deltoideus medius
    emgBicel1=(emgData(3,inicio:floor(final)));%EMG3 Biceps brachii
    emgTric1=(emgData(4,inicio:floor(final)));%EMG4 Triceps brachii (log
    head)
    emgErec1=(emgData(5,inicio:floor(final)));%EMG5 Erector
    Spinae(longissimus)
    emgFemo1=(emgData(6,inicio:floor(final)));%EMG6 Biceps femoris
    emgVast1=(emgData(7,inicio:floor(final)));%EMG7 Vastus Laterallis
    emgGast1=(emgData(8,inicio:floor(final)));%EMG8 Medial gastrocnemius
    %-----
    fs=1000;
    [b,a]=butter(2,[20 450]/(fs/2));%passa banda
    emgTrap2=filtfilt(b,a,emgTrap1);
    emgDelt2=filtfilt(b,a,emgDelt1);
    emgBice2=filtfilt(b,a,emgBicel1);
    emgTric2=filtfilt(b,a,emgTric1);
    emgErec2=filtfilt(b,a,emgErec1);
    emgFemo2=filtfilt(b,a,emgFemo1);
    emgVast2=filtfilt(b,a,emgVast1);
    emgGast2=filtfilt(b,a,emgGast1);
    %-----RMS of Power Snatch (PS) ---40% corporal

```

```

    for m = 1:length(emgTrap2)-49 %Trapezius
        rms_Trap (m)= sqrt(mean(emgTrap2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgTrap=rms_Trap./resultTrap;%normalizado

    for m = 1:length(emgDelt2)-49 %Deltoideus
        rms_Delt (m)= sqrt(mean(emgDelt2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgDelt=rms_Delt./resultDelt;%normalizado

    for m = 1:length(emgBice2)-49 %Biceps
        rms_Bice (m)= sqrt(mean(emgBice2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgBice=rms_Bice./resultBice;%normalizado

    for m = 1:length(emgTric2)-49 %Triceps
        rms_Tric (m)= sqrt(mean(emgTric2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgTric=rms_Tric./resultTric;%normalizado

    for m = 1:length(emgErec2)-49 %Erector
        rms_Erec (m)= sqrt(mean(emgErec2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgErec=rms_Erec./resultErec;%normalizado

    for m = 1:length(emgFemo2)-49 %Femoris
        rms_Femo (m)= sqrt(mean(emgFemo2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgFemo=rms_Femo./resultFemo;%normalizado

    for m = 1:length(emgVast2)-49 %Vastus
        rms_Vast (m)= sqrt(mean(emgVast2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgVast=rms_Vast./resultVast;%normalizado

    for m = 1:length(emgGast2)-49 %Gastrocnemius
        rms_Gast (m)= sqrt(mean(emgGast2(m:49+m).^2)); %replace data
with muscle
    end
emgTrap=rms_Gast./resultGast;%normalizado
%-----FIM RMS MUSCLES OF PS

```

```

[b,a]=butter(4,30/(fs/2),'low')%passa baixa, 4a ordem com frequencia
de 25 hz
emgBice=filtfilt(b,a,emgBice);
emgTric=filtfilt(b,a,emgTric);
emgVast=filtfilt(b,a,emgVast);
emgFemo=filtfilt(b,a,emgFemo);

n1=length(emgBice);%tamanho da sessão
menor1=0;
for pos = 1:n1
    if emgBice(pos)<emgTric(pos)
        menor1=emgBice(pos);
    else
        menor1=emgTric(pos);
    end
    bic_tric(pos)=menor1;
end
% the method by Hesse et al. (2000) (Method 2) was applied:
Coact_Bic_Tric=(2*trapz(bic_tric))/(trapz(emgTric)+trapz(emgBice))*1
00;%total coactivation
%----BEGIN Value Cocontraction for phase
Coact_Bic_Tric_1f=((2*trapz(bic_tric(1:floor(fp))))/(trapz(emgTric(1
:floor(fp))+trapz(emgBice(1:floor(fp))))) *100;
Coact_Bic_Tric_2f=(2*trapz(bic_tric(floor(fp+1):floor(sp)))/(trapz(
emgTric(floor(fp+1):floor(sp))+trapz(emgBice(floor(fp+1):floor(sp))
))*100;
Coact_Bic_Tric_cf=(2*trapz(bic_tric(floor(sp+1):end)))/(trapz(emgTri
c(floor(sp+1):end))+trapz(emgBice(floor(sp+1):end))*100;
%----END Value Cocontraction for phase

figure(40);
plot(emgBice);
hold on;
% line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
% line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
plot(emgTric);
area(bic_tric);
legend('Biceps','Triceps','Co-contracção')
title('Co-contracção muscular - Sujeito GT - S3');
xlabel('Execução do PS');

n2=length(emgVast);%tamanho da sessão
menor2=0;
for pos = 1:n2
    if emgVast(pos)<emgFemo(pos)
        menor2=emgVast(pos);
    end
end

```

```

else
    menor2=emgFemo(pos);
end
vast_femo(pos)=menor2;
end
% themethod by Hesse et al. (2000) (Method 2) was applied:
Coact_vast_femo=(2*trapz(vast_femo))/(trapz(emgFemo)+trapz(emgVast))
*100;%total coactivation
%---BEGIN Value Cocontraction for phase
Coact_vast_femo_1f=((2*trapz(vast_femo(1:floor(fp))))/(trapz(emgFemo
(1:floor(fp)))+trapz(emgVast(1:floor(fp))))) *100;
Coact_vast_femo_2f=(2*trapz(vast_femo(floor(fp+1):floor(sp))))/(trap
z(emgFemo(floor(fp+1):floor(sp))+trapz(emgVast(floor(fp+1):floor(sp)
)))) *100;
Coact_vast_femo_cf=(2*trapz(vast_femo(floor(sp+1):end)))/(trapz(emgF
emo(floor(sp+1):end))+trapz(emgVast(floor(sp+1):end)) *100;
%---END Value Cocontraction for phase
figure(41);
plot(emgVast);
hold on;
% line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
% line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
plot(emgFemo);
area(vast_femo);
legend('Vasto','Femoral','Co-contração');
title('Co-contração muscular - Sujeito GT - S3');
xlabel('Execução do PS');

%exportando para excel
cabecalho={'Coact_Bic_Tric_1f','Coact_Bic_Tric_2f','Coact_Bic_Tric_c
f','Coact_vast_femo_1f','Coact_vast_femo_2f','Coact_vast_femo_cf'};
C=[Coact_Bic_Tric_1f,Coact_Bic_Tric_2f,Coact_Bic_Tric_cf,Coact_vast_
femo_1f,Coact_vast_femo_2f,Coact_vast_femo_cf];
% xlswrite('coativ_musc_s3.xls',cabecalho,1,'A1');
% xlswrite('coativ_musc_s1.xls',C,1,'A1');
xlswrite('coativ_musc_s3.xls',C,1,'A3');

```

10.3.5. Script do Teager – Kaiser operator

```

clear;
%Open PS file
% OPEN FILE
[filename1,filepath1,filterindex]=uigetfile({'*.mat*','Open
Converted Files'},...
    'Select Data File 1', 'MultiSelect', 'on');
cd(filepath1);
load(filename1);
%cleaning variables (platData, platMap....)
clearvars platData platMap startTimeEMG startTimeFP labelsFP
frequencyFP k emgMap NFIL fnam;

fig = figure(3);

%SELECT DATA INTERVALS
plot(emgData(5,:)), axis tight; grid on,
title('Select the initiation of the experiment (mouse click)')

%CODE BEGIN for display Toggle data cursor
dcm_obj = datacursormode(fig);
set(dcm_obj,'DisplayStyle','datatip',...
    'SnapToDataVertex','off','Enable','on')

disp('Click to display a data tip, then press Return/Space.')
% Wait while the user does this.
pause
%CODE END for display Toggle data cursor
[previo,dum2]=ginput(1);
previo=round(previo);
[inicio,dum]=ginput(2);
inicio=round(inicio);
% % [previo,dum]=ginput(1);
% % previo=round(previo);
% title('Select the end of the experiment block (mouse click)')
% [final,dum]=ginput(1);
% final=round(final);

    %Input dialog for definition of the First, second and Catch
    Phases(final)
dialogBox = inputdlg('Enter space-separated phases:',...
    '1st 2nd Catch ', [1 50]);
phases = str2num(dialogBox{:});
% % previo=
%definition of positions
FirstPhase=inicio+phases(1)*8.333333;
SecondPhase=inicio+phases(2)*8.333333;
CatchPhase= inicio+phases(3)*8.333333;

```

```

fp=FirstPhase-inicio; %your point goes here
sp=SecondPhase-inicio;
cp=CatchPhase-inicio;

final=inicio+phases(3)*8.333333; %final is equivalent to Catch phase

clearvars dialog dialogBox;

%Crop Data previous (-500ms)of begin of PS
prev_emgTrap1=(emgData(1,previo:(previo+500)));%EMG1 Trapezius
prev_emgDelt1=(emgData(2,previo:(previo+500)));%EMG2 Deltoideus
medius
prev_emgBicel=(emgData(3,previo:(previo+500)));%EMG3 Biceps brachii
prev_emgTric1=(emgData(4,previo:(previo+500)));%EMG4 Triceps brachii
(long head)
prev_emgErec1=(emgData(5,previo:(previo+500)));%EMG5 Erector
Spinae(longissimus)
prev_emgFemol=(emgData(6,previo:(previo+500)));%EMG6 Biceps femoris
prev_emgVast1=(emgData(7,previo:(previo+500)));%EMG7 Vastus
Laterallis
prev_emgGast1=(emgData(8,previo:(previo+500)));%EMG8 Medial
gastrocnemius
%=====
%Crop Data
emgTrap1=(emgData(1,inicio:floor(final)));%EMG1 Trapezius
emgDelt1=(emgData(2,inicio:floor(final)));%EMG2 Deltoideus medius
emgBicel=(emgData(3,inicio:floor(final)));%EMG3 Biceps brachii
emgTric1=(emgData(4,inicio:floor(final)));%EMG4 Triceps brachii
(long head)
emgErec1=(emgData(5,inicio:floor(final)));%EMG5 Erector
Spinae(longissimus)
emgFemol=(emgData(6,inicio:floor(final)));%EMG6 Biceps femoris
emgVast1=(emgData(7,inicio:floor(final)));%EMG7 Vastus Laterallis
emgGast1=(emgData(8,inicio:floor(final)));%EMG8 Medial gastrocnemius
%-----
%-----
%Calcula o Teager-Kaiser energy operator e seleciona os valores xx
DP acima
%do baseline (medido pelo DP dos 500 primeiros dados)

% TKEO do Trapezius-----
emg1=emgTrap1;
n=length(emg1);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
emg1=filtfilt(b,a,emg1);
tkeo1=zeros(size(emg1));

for j = 2:n-1

```

```

        tkeo1(j)=emg1(j).^2-(emg1(j+1).*emg1(j-1)); %TKEO
    end
    % tkeo=abs(tkeo);
    %===== LIMIAR
    n2=length(prev_emgTrap1);
    [b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
    prev_emgTrap1=filtfilt(b,a,prev_emgTrap1);
    tkeo_prev_emgVast1=zeros(size(prev_emgTrap1));
    for j = 2:n2-1
        tkeo_prev_emgTrap1(j)=prev_emgTrap1(j).^2-
        (prev_emgTrap1(j+1).*prev_emgTrap1(j-1)); %TKEO of previous
    end

    [b1,a1]=butter(2,0.1,'low');
    tkeo_prev_emgTrap1=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgTrap1);
    tkeo_prev_emgTrap1=abs(tkeo_prev_emgTrap1);
    limiar=3*std(tkeo_prev_emgTrap1(1:floor(n2-1)));% or 3dp with
    n=length; <=====muda 50ms antes
    ON1=zeros(size(tkeo1));
    for pos = 1:n
        if tkeo1(pos)>=limiar
            ON1(pos)=tkeo1(pos);%indica 1 ou 0, T or False
        end
    end
    %=====FIM LIMIAR AND PLOT
    % % % for pos = 1:n
    % % %     ON1(pos)=tkeo1(pos)>=limiar;%indica 1 ou 0, T or False
    % % %
    % % % end
    % % % %cria vetor com as posições da ativação que cumpre com o
    critério do limiar
    % % % ativ1=[];
    % % % for pos = 1:n
    % % %     ativ1(:,:)=find(ON1==1);%ativ(:,j)=find(ON==1);
    % % % end

    % % % trig1_pf=find(ON1(:,1:floor(fp))==1,1);%search the first value
    1 until final of fp
    % % % find(ON1(:,floor(fp+1):floor(sp))==1,1);
    % % % trig1_sf=trig1_fp+(find(ON1(:,floor(fp)+1:floor(sp))==1,1));
    % END of TKEO Trapezius-----

    % TKEO do Deltoid-----
    emg2=emgDelt1;
    n=length(emg2);
    [b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
    emg2=filtfilt(b,a,emg2);
    tkeo2=zeros(size(emg2));

```



```

for j = 2:n-1
    tkeo2(j)=emg2(j).^2-(emg2(j+1).*emg2(j-1)); %TKEO
end
% tkeo=abs(tkeo);
%===== LIMIAR
n2=length(prev_emgDelt1);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
prev_emgDelt1=filtfilt(b,a,prev_emgDelt1);
tkeo_prev_emgVast1=zeros(size(prev_emgDelt1));
for j = 2:n2-1
    tkeo_prev_emgDelt1(j)=prev_emgDelt1(j).^2-
    (prev_emgDelt1(j+1).*prev_emgDelt1(j-1)); %TKEO of previous
end

[b1,a1]=butter(2,0.1,'low');
tkeo_prev_emgDelt1=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgDelt1);
tkeo_prev_emgDelt1=abs(tkeo_prev_emgDelt1);
limiar=3*std(tkeo_prev_emgDelt1(1:floor(n2-1))); % or 3dp with
n=length; <=====muda 50ms antes
ON2=zeros(size(tkeo2));
for pos = 1:n
    if tkeo2(pos)>=limiar
        ON2(pos)=tkeo2(pos); %indica 1 ou 0, T or False
    end
end
%=====FIM LIMIAR AND PLOT
% END of TKEO Deltoid-----

% TKEO do Biceps-----
emg3=emgBice1;
n=length(emg3);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
emg3=filtfilt(b,a,emg3);
tkeo3=zeros(size(emg3));

for j = 2:n-1
    tkeo3(j)=emg3(j).^2-(emg3(j+1).*emg3(j-1)); %TKEO
end
% tkeo=abs(tkeo);
%===== LIMIAR
n2=length(prev_emgBice1);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
prev_emgBice1=filtfilt(b,a,prev_emgBice1);
tkeo_prev_emgVast1=zeros(size(prev_emgBice1));
for j = 2:n2-1
    tkeo_prev_emgBice1(j)=prev_emgBice1(j).^2-
    (prev_emgBice1(j+1).*prev_emgBice1(j-1)); %TKEO of previous

```

```

end

[b1,a1]=butter(2,0.1,'low');
tkeo_prev_emgBice1=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgBice1);
tkeo_prev_emgBice1=abs(tkeo_prev_emgBice1);
limiar=3*std(tkeo_prev_emgBice1(1:floor(n2-1))); % or 3dp with
n=length; <=====muda 50ms antes
ON3=zeros(size(tkeo3));
for pos = 1:n
    if tkeo3(pos)>=limiar
        ON3(pos)=tkeo3(pos); %indica 1 ou 0, T or False
    end
end
%====FIM LIMIAR AND PLOT
% END of TKEO Biceps-----

% TKEO do Triceps-----
emg4=emgTric1;
n=length(emg4);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
emg4=filtfilt(b,a,emg4);
tkeo4=zeros(size(emg4));

for j = 2:n-1
    tkeo4(j)=emg4(j).^2-(emg4(j+1).*emg4(j-1)); %TKEO
end
% tkeo=abs(tkeo);
%===== LIMIAR
n2=length(prev_emgTric1);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
prev_emgTric1=filtfilt(b,a,prev_emgTric1);
tkeo_prev_emgVast1=zeros(size(prev_emgTric1));
for j = 2:n2-1
    tkeo_prev_emgTric1(j)=prev_emgTric1(j).^2-
    (prev_emgTric1(j+1).*prev_emgTric1(j-1)); %TKEO of previous
end

[b1,a1]=butter(2,0.1,'low');
tkeo_prev_emgTric1=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgTric1);
tkeo_prev_emgTric1=abs(tkeo_prev_emgTric1);
limiar=3*std(tkeo_prev_emgTric1(1:floor(n2-1))); % or 3dp with
n=length; <=====muda 50ms antes
ON4=zeros(size(tkeo4));
for pos = 1:n
    if tkeo4(pos)>=limiar
        ON4(pos)=tkeo4(pos); %indica 1 ou 0, T or False
    end
end
end

```

```

%====FIM LIMIAR AND PLOT
% END of TKEO Triceps-----

% TKEO do Erector Spinae-----
emg5=emgErec1;
n=length(emg5);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
emg5=filtfilt(b,a,emg5);
tkeo5=zeros(size(emg5));

for j = 2:n-1
    tkeo5(j)=emg5(j).^2-(emg5(j+1).*emg5(j-1)); %TKEO
end
% tkeo=abs(tkeo);
%===== LIMIAR
n2=length(prev_emgErec1);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
prev_emgErec1=filtfilt(b,a,prev_emgErec1);
tkeo_prev_emgErec1=zeros(size(prev_emgErec1));
for j = 2:n2-1
    tkeo_prev_emgErec1(j)=prev_emgErec1(j).^2-
    (prev_emgErec1(j+1).*prev_emgErec1(j-1)); %TKEO of previous
end

[b1,a1]=butter(2,0.1,'low');
tkeo_prev_emgErec1=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgErec1);
tkeo_prev_emgErec1=abs(tkeo_prev_emgErec1);
limiar=3*std(tkeo_prev_emgErec1(1:floor(n2-1)));% or 3dp with
n=length; <=====muda 50ms antes
ON5=zeros(size(tkeo5));
for pos = 1:n
    if tkeo5(pos)>=limiar
        ON5(pos)=tkeo5(pos);%indica 1 ou 0, T or False
    end
end
%====FIM LIMIAR AND PLOT
% END of TKEO Erector Spinae-----

% TKEO do Femoris-----
emg6=emgFemol;
n=length(emg6);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
emg6=filtfilt(b,a,emg6);
tkeo6=zeros(size(emg6));

for j = 2:n-1
    tkeo6(j)=emg6(j).^2-(emg6(j+1).*emg6(j-1)); %TKEO
end

```

```

% tkeo=abs(tkeo);
%===== LIMIAR
n2=length(prev_emgFemol);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
prev_emgFemol=filtfilt(b,a,prev_emgFemol);
tkeo_prev_emgFemol=zeros(size(prev_emgFemol));
for j = 2:n2-1
    tkeo_prev_emgFemol(j)=prev_emgFemol(j).^2-
    (prev_emgFemol(j+1).*prev_emgFemol(j-1)); %TKEO of previous
end

[b1,a1]=butter(2,0.1,'low');
tkeo_prev_emgFemol=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgFemol);
tkeo_prev_emgFemol=abs(tkeo_prev_emgFemol);
limiar=3*std(tkeo_prev_emgFemol(1:floor(n2-1)));% or 3dp with
n=length; <=====muda 50ms antes
ON6=zeros(size(tkeo6));
for pos = 1:n
    if tkeo6(pos)>=limiar
        ON6(pos)=tkeo6(pos);%indica 1 ou 0, T or False
    end
end
%=====FIM LIMIAR AND PLOT
% END of TKEO Femoris-----

% TKEO do Vastus lateralis-----the same for the others
muscles
emg7=emgVast1;
n=length(emg7);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
emg7=filtfilt(b,a,emg7);
tkeo7=zeros(size(emg7));

for j = 2:n-1
    tkeo7(j)=emg7(j).^2-(emg7(j+1).*emg7(j-1)); %TKO
end
% tkeo=abs(tkeo);
%===== LIMIAR
n2=length(prev_emgVast1);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
prev_emgVast1=filtfilt(b,a,prev_emgVast1);
tkeo_prev_emgVast1=zeros(size(prev_emgVast1));
for j = 2:n2-1
    tkeo_prev_emgVast1(j)=prev_emgVast1(j).^2-
    (prev_emgVast1(j+1).*prev_emgVast1(j-1)); %TKEO of previous
end

[b1,a1]=butter(2,0.1,'low');

```

```

tkeo_prev_emgVast1=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgVast1);
tkeo_prev_emgVast1=abs(tkeo_prev_emgVast1);
limiar=3*std(tkeo_prev_emgVast1(1:floor(n2-1))); % or 3dp with
n=length; <=====muda 50ms antes
ON7=zeros(size(tkeo7));
for pos = 1:n
    if tkeo7(pos)>=limiar
        ON7(pos)=tkeo7(pos); %indica 1 ou 0, T or False
    end
end
%====FIM LIMIAR AND PLOT
%end of TKEO Vastus lateralis-----
%-----

% TKEO do Gastrocnemius-----
emg8=emgGast1;
n=length(emg8);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
emg8=filtfilt(b,a,emg8);
tkeo8=zeros(size(emg8));

for j = 2:n-1
    tkeo8(j)=emg8(j).^2-(emg8(j+1).*emg8(j-1)); %TKEO
end
% tkeo=abs(tkeo);
%===== LIMIAR
n2=length(prev_emgGast1);
[b,a]=butter(3,[0.06 0.6]);
prev_emgGast1=filtfilt(b,a,prev_emgGast1);
tkeo_prev_emgErec1=zeros(size(prev_emgGast1));
for j = 2:n2-1
    tkeo_prev_emgGast1(j)=prev_emgGast1(j).^2-
    (prev_emgGast1(j+1).*prev_emgGast1(j-1)); %TKEO of previous
end

[b1,a1]=butter(2,0.1,'low');
tkeo_prev_emgGast1=filtfilt(b1,a1,tkeo_prev_emgGast1);
tkeo_prev_emgGast1=abs(tkeo_prev_emgGast1);
limiar=3*std(tkeo_prev_emgGast1(1:floor(n2-1))); % or 3dp with
n=length; <=====muda 50ms antes
ON8=zeros(size(tkeo8));
for pos = 1:n
    if tkeo8(pos)>=limiar
        ON8(pos)=tkeo8(pos); %indica 1 ou 0, T or False
    end
end
%====FIM LIMIAR AND PLOT
% END of TKEO Gastrocnemius-----

```

```

%-----PLOT
figure(3)
% axis([0 1 min(nemgVast) max(nemgVast)])%
subplot(411), plot(ON1);axis tight, grid on;
title('Trapezius');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
% hold on;VER a linha
% plot([FirstPhase,FirstPhase],[p1,p2]);
subplot(412), plot(ON2);axis tight, grid on;
title('Deltoideus');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
subplot(413), plot(ON3);axis tight, grid on;
title('Biceps brachii');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
subplot(414), plot(ON4);axis tight, grid on;
title('Triceps brachii (long head)');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
%-----
figure(4)
subplot(411), plot(ON5);axis tight, grid on;
title('Erector Spinae(longissimus)');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
subplot(412), plot(ON6);axis tight, grid on;
title('Biceps femoris');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
subplot(413), plot(ON7);axis tight, grid on;
title('Vastus Laterallis');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
subplot(414), plot(ON8);axis tight, grid on;
title('Medial gastrocnemius');
line([fp fp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([sp sp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);
line([cp cp], get(gca, 'ylim'),'Color',[1 0 0]);

```

```

% EoF Plot Normalized data
%-----
% Ativações musculares em porcentagens
%-----Trap
ativ_1f_ON1=find(ON1(1:fp)>0,1);
Trap_1f_Ati=ativ_1f_ON1/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON1=find(ON1(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Trap_2f_Ati=ativ_2f_ON1/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON1=find(ON1(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);
Trap_cf_Ati=ativ_cf_ON1/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;
%-----Delt
ativ_1f_ON2=find(ON2(1:fp)>0,1);
Delt_1f_Ati=ativ_1f_ON2/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON2=find(ON2(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Delt_2f_Ati=ativ_2f_ON2/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON2=find(ON2(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);
Delt_cf_Ati=ativ_cf_ON2/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;
%-----Bice
ativ_1f_ON3=find(ON3(1:fp)>0,1);
Bice_1f_Ati=ativ_1f_ON3/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON3=find(ON3(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Bice_2f_Ati=ativ_2f_ON3/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON3=find(ON3(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);
Bice_cf_Ati=ativ_cf_ON3/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;
%-----Tric
ativ_1f_ON4=find(ON4(1:fp)>0,1);
Tric_1f_Ati=ativ_1f_ON4/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON4=find(ON4(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Tric_2f_Ati=ativ_2f_ON4/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON4=find(ON4(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);
Tric_cf_Ati=ativ_cf_ON4/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;
%-----Erec
ativ_1f_ON5=find(ON5(1:fp)>0,1);
Erec_1f_Ati=ativ_1f_ON5/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON5=find(ON5(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Erec_2f_Ati=ativ_2f_ON5/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON5=find(ON5(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);

```

```

Erec_cf_Ati=ativ_cf_ON5/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;

%-----Femo
ativ_1f_ON6=find(ON6(1:fp)>0,1);
Femo_1f_Ati=ativ_1f_ON6/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON6=find(ON6(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Femo_2f_Ati=ativ_2f_ON6/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON6=find(ON6(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);
Femo_cf_Ati=ativ_cf_ON6/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;

%-----Vast
ativ_1f_ON7=find(ON7(1:fp)>0,1);
Vast_1f_Ati=ativ_1f_ON7/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON7=find(ON7(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Vast_2f_Ati=ativ_2f_ON7/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON7=find(ON7(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);
Vast_cf_Ati=ativ_cf_ON7/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;

%-----Gast
ativ_1f_ON8=find(ON8(1:fp)>0,1);
Gast_1f_Ati=ativ_1f_ON8/floor(fp)*100;

ativ_2f_ON8=find(ON8(floor((fp+1):floor(sp)))>0,1);
Gast_2f_Ati=ativ_2f_ON8/(floor(sp)-floor(fp+1))*100;

ativ_cf_ON8=find(ON8(floor((sp+1):floor(cp)))>0,1);
Gast_cf_Ati=ativ_cf_ON8/(floor(cp)-floor(sp+1))*100;

```