



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro Biomédico

Faculdade de Ciências Médicas

Sergio Medeiros Pinto

**Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de
cargas no treinamento contra resistência com máquinas**

Rio de Janeiro

2018

Sergio Medeiros Pinto

**Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de cargas no
treinamento contra resistência com máquinas**

Tese apresentada, como requisito parcial para
obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-
Graduação em Ciências Médicas, da Universidade
do Estado do Rio de Janeiro.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Alberto Batista

Rio de Janeiro

2018

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

P659 Pinto, Sergio Medeiros.
Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de cargas no
treinamento contra resistência com máquinas / Sergio Medeiros Pinto – 2018.
69f.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Alberto Batista

Tese (Doutorado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de
Ciências Médicas. Pós-graduação em Ciências Médicas.

1. Biomecânica - Teses. 2. Musculação – Aparelhos e equipamentos - Teses.
3. Região Lombossacral. I. Batista, Luiz Alberto. II. Universidade do Estado do Rio
de Janeiro. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

CDU 612.76

Bibliotecária: Ana Rachel Fonseca de Oliveira
CRB7/6382

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta
tese, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Sergio Medeiros Pinto

**Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de cargas no
treinamento contra resistência com máquinas**

Tese apresentada, como requisito parcial para
obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-
Graduação em Ciências Médicas, da Universidade
do Estado do Rio de Janeiro.

Aprovada em 20 de dezembro de 2018.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Alberto Batista

Instituto de Educação Física e Desportos - UERJ

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Liszt Palmeira

Faculdade de Ciências Médicas – UERJ

Prof. Dr. Glauber Ribeiro Pereira

Faculdades Integradas de Jacarepaguá

Prof. Dr. Alex Itaborahy

Comitê Olímpico Brasileiro

Prof. Dr. Rodrigo Gomes Souza Vale

Universidade Estácio de Sá

Prof. Dr. Rodolfo de Alkmim Moreira Nunes

Instituto de Educação Física e Desportos – UERJ

Rio de Janeiro

2018

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Mercedes e Pyrajá (*in memoriam*) pela formação do meu caráter e por me ensinarem a perseguir os meus sonhos. Dedico também esta tese aos meus maiores tesouros, meus dois filhos: Pedro Luiz e Rafael.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha esposa Ana Luiza e aos meus filhos Pedro Luiz e Rafael pela paciência e compreensão.

Ao amigo e orientador Prof. Dr. Luiz Alberto Batista pelos ensinamentos e por abrir as portas do Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor do IEFD para que pudesse de fato aprender o que é a Biomecânica e pela oportunidade de aprender com ele.

Aos amigos do LABICOM: Prof. Dr. Jomilto Praxedes, Prof^a Me. Tainá Oliveira, Prof. Me. Thiago Marinho, a Prof. Dr^a Joyce, Me. Igor Carvalho, aos amigos Prof. Dr. Glauber Pereira, Prof. Me. Gabriel Zeitoune e aos Profs. Diego Ramirez e Lukas David, e a todos os que me ajudaram direta ou indiretamente nesta caminhada.

Agradeço de todo o coração a todos que de alguma forma me ajudaram nesta longa caminhada.

RESUMO

PINTO, Sergio Medeiros. **Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de cargas no treinamento contra resistência com máquinas**. 2018. 70f. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) – Faculdade de Ciências Médicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

O objetivo principal desta pesquisa foi identificar os quadros de indução de carga mecânica promovida pelo treinamento contra resistência com o uso de máquinas e estimar a sua associação com grau de impacto sobre os músculos que atuam na região lombar. Foram selecionados 15 sujeitos hígidos oriundos do instituto de Educação Física e Desporto da UERJ (idade: $22,75 \pm 3,20$ anos, estatura: $1,74 \pm 0,12$ metro, massa: $71,03 \pm 8,77$ kg e IMC: $23,95 \pm 4,44$). Para conhecer o número de máquinas e treinamento contra resistência (MTCR) para região lombar foi executado um levantamento em diversos bairros do Rio de Janeiro, para a identificação dos elementos constitutivos foi utilizado o SisCaER. Uma MTCR foi construída para a obtenção de informações das variáveis biomecânicas, o DexEL. Neste equipamento os sujeitos executaram seis repetições do exercício de extensão de tronco sentado com carga equivalente a massa superior do corpo (70% da massa corporal total). As repetições foram executadas com o DexEL configurado em quatro posições diferentes: com ou sem mecanismo de restrição de pelve (apoio) e com o encosto das costas (brp) nas posições alto e baixo. Nestas configurações foram identificados o comportamento do deslocamento angular de três ângulos: costela, cristailíaca e trocanter (COST, CI, TROC respectivamente), por meio de videogrametria. A força aplicada no DexEL durante o exercício, foi mensurada com o auxílio de uma célula de carga acoplada no brp. Houve diferença estatisticamente significativa para o deslocamento angular entre o ângulo COST e CI (p-valor = 0,028667) e entre COST e TROC (p-valor = 0,028644), não houve diferença significativa entre CI e COST e nem entre as interações com o apoio e o brp. Para a força aplicada no DexEl não houve diferença entre as quatro configurações. Conclui-se que a indução de cargas mecânicas em uma MTCR para extensão de tronco comum parece gerar movimento em segmentos distintos do tronco.

Palavras – chave: Máquinas. Treinamento contra resistência. Biomecânica. Fortalecimento dos extensores do tronco.

ABSTRACT

PINTO, Sergio Medeiros. **Study of the behavior of the biomechanical variables in the induction of loads in strength training with machines.** 2018. 70f. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) – Faculdade de Ciências Médicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

The main objective of this research was to identify the mechanical load induction promoted by the resistance training with the use of machines and to estimate their association with degree of impact on the muscles that work in the lumbar region. Fifteen healthy subjects, all of them from the Instituto de Educação Física e Desportos of UERJ (age: $22,75 \pm 3,20$ years, height: $1,74 \pm 0,12$ meters, mass: $71,03 \pm 8,77$ kg and BMI: $23,95 \pm 4,44$). To know the number of resistance training machines (MTCR) for lumbar region, a survey was carried out in several districts of Rio de Janeiro, for the identification of the constituent elements was used the SisCaER. An MTCR was constructed to obtain information on biomechanical variables, the DexEL. In this equipment the subjects performed six repetitions of the exercise of extension of seated position and upright trunk with load equivalent to upper body mass (70% of total body mass). The repetitions were performed with the DexEL configured in four different positions: with or without pelvis restraint mechanism (apoio) and with the back resistance pad (brp) in the high and low positions. In these configurations the angular displacement behavior of three angles was identified: rib, cristailiac and trochanter (COST, CI, TROC respectively), with the videogrammetry technique. The force applied to DexEL during exercise was measured with the aid of a load cell coupled to brp. There was a statistically significant difference for the angular displacement between the angle COST and CI (p-value = 0,028667) and between COST and TROC (p-value = 0,028644), there was no significant difference between CI and COST nor between the interactions with support and brp. For the applied force in the DexEl there was no difference between the four configurations. It is concluded that the induction of mechanical loads in an common MTCR for trunk extension seems to provide movement s in distinct trunk segments.

Keywords: Machines. Strength training. Biomechanics. Low Back Pain.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - DexEL.....	35
Figura 2 - Dispositivo de estabilização da pelve	35
Figura 3 - Posição inicial	38
Figura 4 - Célula de carga.....	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Amplitudes de movimento dos ângulos nas configurações do DexEL	41
Tabela 2 - Valores de emgs dos músculos extensores de tronco nas configurações do DexEL45	
Tabela 3 - Força(N) aplicada no DexEL.....	47

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	11
1 DESENVOLVIMENTO.....	15
1.1. Etiologia da dor lombar.....	15
1.2. A coativação dos músculos extensores para a prevenção da lombalgia.....	18
1.3. Treinamento contra resistência.....	20
1.4. Variáveis do treinamento contra resistência.....	22
1.4.1. <u>Intensidade</u>	22
1.4.2. <u>Número de séries e repetições</u>	24
1.4.3. <u>Ordem dos exercícios</u>	25
1.4.4. <u>Dispositivos de Treinamento contra resistência</u>	26
1.5. Máquinas no treinamento contra resistência.....	28
1.6. Mtcr para o exercício da região lombar.....	31
2. METODOLOGIA.....	34
2.1. Metodologia para o primeiro objetivo específico.....	34
2.1.1. <u>Tratamento estatístico para o primeiro objetivo específico</u>	34
2.2. Metodologia para o segundo e o terceiro objetivos específicos.....	34
2.3. Metodologia para o quarto objetivo específico.....	36
2.3.1. <u>Protocolo de teste</u>	37
2.3.2. <u>Coleta de dados cinemáticos</u>	38
2.3.3. <u>Obtenção dos dados de força aplicada no DexEl</u>	40
2.3.4. <u>Sincronização das técnicas de mensuração</u>	41
2.3.5. <u>Tratamento estatístico</u>	41
3. RESULTADOS.....	42
3.1. Resultados para o segundo objetivo específico.....	42
3.2. Resultados para o terceiro e o quarto objetivos específicos.....	44
4. DISCUSSÃO	50
4.1. Análise da amplitude de movimentos no DexEL.....	50
4.2. Força aplicada no DexEL.....	53
CONCLUSÕES.....	55
REFERÊNCIAS	56

ANEXO A - Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de cargas no treinamento contra resistência com máquinas	66
ANEXO B – Termo de cessão de sinal nominativo e outra avenças	68
ANEXO C - Modelo do SisCaER (Sistema de Caracterização Exercícios Resistidos).	69

INTRODUÇÃO

A força gerada pelos músculos do tronco é um fator essencial para o equilíbrio, para a marcha e para a amplitude dos movimentos utilizados na realização de atividades diárias (AVD), além disso os movimentos do tronco são necessários também para o controle postural pois a contração desta musculatura reage a mudança de posição do centro de gravidade do corpo sempre que um movimento é realizado (KARATAS et al., 2004).

Por outro lado, o enfraquecimento desta musculatura é associado ao acometimento de lombalgia (MARRAS, 2000; POPE; GOH; MAGNUSSON, 2002; SHOJAEI et al., 2017) que é reconhecida como uma morbidade de alta prevalência em diversos países como a Alemanha (CASSER; SEDDIGH; RAUSCHMANN, 2016), Estados Unidos, Inglaterra Israel, Canadá, Dinamarca (HOY et al., 2010), Tailândia (SOPAJAREEYA et al., 2009) e Brasil (ALMEIDA et al., 2008; MEUCCI et al., 2013; SILVA; FASSA; VALLE, 2004).

O exercício com resistência progressiva (ERP) tem se mostrado eficaz para o tratamento de acometimentos na região lombar, dentre eles os que resultam em lombalgia (San Juan et al, 2005) reduzindo a dor e a incapacidade física, aumentando a força isométrica e (KANKAANPÄÄ et al., 2005; TAIMELA et al., 2000), reduzindo o impacto no sistema, tanto público quanto privado, de saúde (LEGGETT et al., 1999).

Estudos mostram que o ERP é importante para ganhos de saúde (ARIKAWA; O'DOUGHERTY; SCHMITZ, 2011) e para o tratamento da dor lombar na população em geral (GRANACHER et al., 2013; TAYASHIKI et al., 2016). Os parâmetros de prescrição do ERP são definidos nos princípios do Treinamento Contra Resistência (TCR) e tem como característica a utilização de equipamentos específicos para gerar a sobrecarga que servirá de estímulo para que os níveis de força muscular do praticante sejam aumentados (FLECK; KRAEMER, 2014).

Dentre os diversos equipamentos que ajudam a compor uma sessão de treino de TCR estão as máquinas, as quais, segundo Mayer (2008) estão entre os quatro tipos de equipamentos mais comumente utilizados nos protocolos de fortalecimentos da musculatura extensora do tronco.

Estes dispositivos são alvo de diversas pesquisas que buscam elucidar os seus efeitos sobre os níveis de força e resistência muscular nos músculos extensores do tronco e na eventual redução dos efeitos deletérios gerados pela dor lombar (DA SILVA et al., 2011;

GRAVES et al., 1994; MAYER; MOONEY; DAGENAIS, 2008b; SAN JUAN et al., 2005; STEVENS et al., 2008; UDERMANN et al., 1999). Porém as máquinas utilizadas nestes estudos são caras e de difícil manuseio pois trata-se de dinamômetros dinâmicos e que por este motivo não são acessíveis a população de modo geral.

Ressalta-se ainda que os estudos que tratam das máquinas de TCR (MTCR) estão presentes também em posicionamentos do American College Sports Medicine (ACSM),(FISHER et al., 2011; FISHER; STEELE; SMITH, 2013; RATAMESS, N. A. et al., 2009). Neste sentido Fisher (2011) alertou que no posicionamento do ACSM (2009) no único trabalho utilizado como fundamento (McCAW e FRIDAY 1994) foi utilizada uma técnica de investigação que não permite que se obtenha informação acerca dos níveis de eficácia das máquinas.

Citamos o caso da lombalgia para delimitar o contexto da nossa principal preocupação uma vez que não temos a intenção, nessa investigação, de estudar as possíveis relações de causa e efeito entre a melhora da capacidade funcional da musculatura lombar e status de dor lombar. Interessa-nos questionar de um ponto de vista biomecânico, a qualidade estimuladora das máquinas utilizadas no TCR voltadas à exercitação da musculatura da região lombar. Nesse sentido a já comprovada constatação de que, efetivamente, há associação entre o status operacional e da referida musculatura e da lombalgia, considerando o âmbito da nossa exploração, é suficiente.

Ao que se sabe, existe uma carência de informações cientificamente confiáveis sobre a operacionalidade mecânica das máquinas utilizadas no TCR e por extensão como se dá a configuração de cargas efetivamente induzidas sobre a estrutura corporal, as quais são responsáveis por produzir os efeitos pretendidos pelo exercício. Em termos específicos, tendo em conta o âmbito do estudo que desenvolvemos, questionamos acerca das configurações mecânicas e modos de operação de máquinas utilizadas para a exercitação da região lombar e sua influência no comportamento das variáveis biomecânicas essenciais para a determinação da qualidade dos estímulos gerados por estes equipamentos. Portanto o problema que norteou esta tese foi: como se dá a indução de cargas mecânicas promovidas pelo TCR em máquinas?

Objetivo geral

Identificar os quadros de indução de carga mecânica promovida pelo treinamento contra resistência com o uso de máquinas.

Objetivos específicos

- a) Identificar as máquinas de treinamento contra resistência (MTCR) utilizadas para o exercício dos músculos que atuam na região lombar, disponíveis no mercado de equipamentos;
- b) Categorizar, quanto aos mecanismos constitutivos, as MTCR para a região lombar identificadas;
- c) Identificar e categorizar os modos de operação mecânica das MTCR para a região lombar;
- d) Identificar as variáveis biomecânicas essenciais (VBE), indicadoras das respostas induzidas pelo TCR para região lombar.

Justificativas

A identificação dos modos de operação de MTCR ajudará a detectar formas mais ergonômicas e eficazes para a acomodação da estrutura corporal do executante quando da prática do TCR. Estas informações podem ser obtidas com o auxílio das técnicas de investigação da Biomecânica, pois são necessários dados cinemáticos, que descrevem o movimento, dados cinéticos que identificam o comportamento das forças que atuam no referido sistema e eletromiografia para o conhecimento do comportamento de ativação muscular e intensidade desta atividade durante o trabalho muscular (ROBERTSON, 2004).

A cinemática corporal do praticante durante a execução dos exercícios com MTCR ajudam a identificar eventuais movimentos indesejáveis, os quais podem estar associados à

configuração mecânica do equipamento. Este conhecimento somado a posição corporal do indivíduo em exercício contribui para uma melhor adequação do maquinário ao corpo humano.

A determinação mais precisa da carga resistente imposta pela MTCR pode ser obtida pela utilização de dados cinéticos, que se prestam a identificar o comportamento da força que o executante realiza no exato ponto de contato com a resistência do equipamento durante a execução do exercício. Estes dados também podem ser relacionados com a configuração mecânica do equipamento.

As informações supracitadas podem gerar um quadro informativo mais completo acerca da utilização de uma MTCR para o exercício da musculatura extensora do tronco.

1 DESENVOLVIMENTO

1.1. Etiologia da dor lombar

A dor lombar (DL) pode ser considerada como um problema de causa social e econômica (ALLEGRI et al., 2016). Existem levantamentos que identificam a ocorrência desta morbidade em diversos países como na França, Itália, EUA e Brasil (ALMEIDA et al., 2008; SILVA; FASSA; VALLE, 2004).

A DL, de acordo com Lizier et al (2012) “dor ou desconforto abaixo das costelas e acima da prega glútea com ou sem dor na perna.” A DL é considerada crônica se persistir por 12 semanas ou mais podendo ser classificada em duas condições: a dor nociceptiva que resulta da inflamação ou estresse biomecânico que ativa nociceptores presentes nos ligamentos, articulações e músculos, e a dor neuropática que é oriunda de lesão ou doença que atinge as raízes nervosas que inervam a coluna e os membros inferiores (BARON et al., 2016).

A lombalgia pode aparecer em diversas estruturas anatômicas como nos discos intervertebrais (por herniação, ruptura e inflamação), no corpo vertebral (em consequência trauma fratura vertebral, metástase, infecção), nas raízes dos nervos lombares (em geral, causadas por herniação do disco intervertebral e inflamação), nos músculos, tendões e ligamentos que atuam na crista ilíaca e na coluna lombar (PATEL; WASSERMAN; IMANI, 2015).

A dor lombar crônica pode ainda ser separada em duas categorias que são: a) inflamatória que apresenta dor intermitente durante o dia, dor matinal durante caminhar e ao se levantar, rigidez após descanso e dor após flexões de tronco repetitivas; b) mecânica que apresenta dor com o tronco em flexão, em flexão lateral e dor durante apalpação dos processos espinhosos (CUESTA-VARGAS et al., 2014).

O termo lombalgia mecânica (LM) também foi usado por Inamura et al (2001) que a define como dor decorrente de esforço físico que é aliviada no repouso deitado, estando atribuída à alterações na musculatura posterior do tronco, os tendões e ligamentos desta região corporal. Este autor afirma ainda que pode surgir após ou durante a permanência prolongada na

posição sentada ou de pé, com o sedentarismo se mostrando um fator de risco para seu surgimento.

A LM pode ser diagnosticada por meio da International Classification of Diseases, 9th revision, Clinical Modification (ICD-9-CM) que tem como critérios de inclusão pessoas com herniação do disco, prováveis mudanças degenerativas, estenose espinal, possível instabilidade, fraturas e dores não especificadas nas costas, e como critério de exclusão: neoplasias, abscessos intraespinhais, gestação, espondiloartropatias inflamatórias, osteomielite e fraturas na coluna com lesão medular (RHEE et al., 2016).

Segundo Deyo e seus colegas (2015) existem evidências de que a lombalgia crônica (LC), tanto quanto qualquer outro tipo de algia crônica, pode por si só, avançar de um estado sintomático até uma condição mais complexa que envolveria modificações estruturais e funcionais do sistema nervoso central, somado à alterações estruturais da região lombar (como mudanças degenerativas na região lombar e disfunções e atrofia na musculatura paravertebral).

A LC quando se manifesta incapacitante pode se associar com outras morbidades como a dor ciática o que nestas condições surge em conjunto com herniação do disco intervertebral e compressão da raiz nervosa agravando o diagnóstico (EL BARZOUHI et al., 2014)

Fatores sistêmicos a biomecânicos como a contínua exposição à carga no disco intervertebral da região lombar presentes em indivíduos obesos e com sobrepeso além da quantidade e da distribuição da massa de gordura corporal podem contribuir para a ocorrência de DL (HUSSAIN et al., 2017).

A lesão no disco intervertebral é a causa mais comum de lombalgia em adultos sendo classificada como ruptura interna do disco, causada por degeneração discal sem dor referida na raiz nervosa (PENG, 2013). Ainda em relação a degeneração do disco intervertebral esta pode ser causada por patologias ou ser advinda de causa mecânicas como lesões na estrutura músculo esquelética (PERERA et al., 2017).

Alterações posturais como a diminuição da lordose lombar, diferença de comprimento entre os membros inferiores e posturas e funções anormais do pé são apontados também como possíveis fatores de risco para a lombalgia (MENZ et al., 2013). Em seu estudo estes autores demonstraram que a pronação funcional do pé durante a marcha em mulheres está associada à DL.

Em concordância com estas afirmações acrescenta-se que própria estrutura anatômica da região lombar com seus discos intervertebrais, facetas articulares, corpos vertebrais, raízes nervosas, ligamentos e músculos podem ser potenciais geradores de DL (VARDEH; MANNION; WOOLF, 2016).

Sung et al (SUNG et al., 2015) mostraram que pacientes com DL apresentam diminuição na coordenação de movimentos do tronco o que segundo estes autores sugerem uma redução na propriocepção, no resultado de movimento e processamento de informações motoras do sistema nervoso central facilitando a antecipação de episódios de DL.

A lombalgia não acomete somente adultos. Crianças também relatam sua ocorrência como aponta Taxter Chauvin e Weiss (2014). Estes autores citam diversos estudos os quais afirmam que a DL aumenta sua prevalência em crianças na medida em que a faixa etária aumenta e é mais comum em mulheres. Além disso em seu trabalho de revisão mostrou que as causas mecânicas para a ocorrência da DL são: doença de Scheuermann que é característica do período do final da infância e início da adolescência, a qual se caracteriza pelo aumento da cifose torácica ou toracolombar, bem como enfraquecimento dos músculos isquiotibiais e íliopsoas, a disfunção sacroilíaca que pode aparecer após um trauma e possui como causas alterações biomecânicas que fazem com que o ílio deslize para trás e para baixo durante uma flexão de quadril. Segue ainda que estão entre as causas mecânicas de lombalgia fraqueza nos isquiotibiais, espasmo muscular paravertebral.

Uma outra faixa etária populacional também apresenta taxas de prevalência de DL maiores que a população adulta. As mulheres pós-menopausa possuem maior prevalência de DL tanto em comparação com homens quanto em comparação com mulheres (WÁNG; WÁNG; KÁPLÁR, 2016). Este trabalho de revisão revelou ainda que mulheres em idade escolar também apresentam ocorrência de DL maior do que os homens da mesma faixa etária.

Sabe-se também que a lombalgia está entre as principais causas de problemas físicos em pessoas com 65 anos de idade ou mais. Wong, Karpinnen e Samartzis (2017) fizeram uma revisão narrativa que mostrou além do impacto da lombalgia na saúde de pessoas com idade avançada, idosos possuem maiores chances de desenvolver esta algia do que adultos economicamente ativos. Os autores mostram também que idosos são mais suscetíveis a fatores que estão associados com a prevalência de DL como sedentarismo, comorbidades, degeneração do disco intervertebral, demência entre outros.

Em alguns grupos profissionais a DL se mostra associada a desequilíbrio familiar, longas jornadas de trabalho, exposição a um ambiente de trabalho hostil e insegurança no

trabalho. Estas informações devem ser levadas em conta pelos gestores de políticas de trabalho, profissionais de saúde que atendem estas categorias de trabalhadores e empregadores para diminuir o impacto da DL em trabalhadores (YANG et al., 2016)

Existem categorias profissionais que são mais suscetíveis a ocorrência da lombalgia como é o caso dos trabalhadores do campo. Pode-se citar que vinicultores, ao manterem o tronco flexionado e rotacionado durante a execução da poda em suas plantações se tornam mais vulneráveis ao aparecimento da DL (BALAGUIER et al., 2017).

Um estudo realizado na Índia aqueles que trabalham em moinhos de juta ao levantarem cargas com 20kg ou mais e ao realizarem movimentos repetitivos de membros superiores e inferiores apresentaram associação significativa com o aparecimento de DL (GOSWAMI et al., 2016).

1.2. A coativação dos músculos extensores para a prevenção da lombalgia

De acordo com Granata e Orishimo (2001) o controle neuromuscular da estabilidade da coluna pode ser uma ferramenta importante para a etiologia e prevenção da lombalgia. Estes pesquisadores mostraram, por meio de um modelo biomecânico bidimensional, que a atividade da musculatura do tronco aumenta na medida que se aumenta a carga externa sobre este segmento em diferentes posturas mesmo mantendo a magnitude do torque externo. Os resultados obtidos por estes pesquisadores fortalecem a hipótese de que há uma alteração no recrutamento dos músculos, na estabilidade da coluna vertebral e na biomecânica corporal em situações de levantamento de cargas.

A alteração na coordenação motora dos músculos paravertebrais está associada a dor lombar recorrente (TSAO et al., 2010). Em tarefas com movimentos rápidos dos braços a atividade dos multífidos profundo e superficial aconteceu com maior rapidez, mas a magnitude da atividade elétrica destes músculos foi maior em tarefas com movimentos lentos o que aponta para uma relação entre a resposta elétrica dos músculos paravertebrais e o tipo de tarefa a ser executada.

Na direção destas informações LEE, HOOZEMANS e DIËËN (2011) mostraram que quando o corpo realiza tarefas nas quais o torque interno e o movimento do tronco são obrigados a parar de forma repentina, seja empurrando cargas na altura dos ombros ou sendo

bloqueados enquanto giram volantes também posicionados na altura dos ombros, a atividade muscular de controle postural se mostra insuficiente. Tais alterações podem representar sobrecargas mecânicas para a região lombar.

Em programas ou metodologias de exercícios voltados para a prevenção e redução da DL, como por exemplo o Pilates tradicional, a ativação das musculaturas também é alvo de estudo e de acordo com Menacho et al (2010), a modificação na postura corporal afeta a intensidade da atividade elétrica dos músculos lombares.

Schinkel-Ivy e Drake (2015) mostraram que os músculos da região torácica possuem uma sequência de ativação quando executam tarefas motoras na posição ereta nos três planos de movimento. Estes achados reforçam a ideia de que alguma alteração na sequência da ativação muscular durante a execução de movimentos semelhantes pode, assim como apontado nos estudos já mencionados nesta seção, desenvolver ou agravar um quadro de dor lombar.

A sinergia da atividade muscular dos extensores de tronco em conjunto com outros músculos desta região corporal é determinante para estratégias antecipatórias de ajuste postural, que podem ser definidas como estratégias antecipatórias utilizadas pelo SNC para reagir aos efeitos mecânicos perturbadores do equilíbrio e do controle postural em movimentos voluntários (SLIPER, LATASH, MORDKOFF, 2002).

A musculatura do torso responde de forma diferenciada quando sujeita a cargas repentinas de diferentes intensidades como mostra a pesquisa de Vera-Garcia et al (2006), que revelou que a coativação destes músculos pode melhorar a rigidez e estabilidade da coluna vertebral. Este trabalho indicou também que cargas com componentes de torção podem ser mais perigosas do que cargas com componentes puramente verticais.

Análises correlacionais revelaram que a cinemática angular lombar foi mais sensível a mudanças na intensidade da dor após 8 semanas de exercício de estabilização lombar em comparação com o EMG. Houve aumento da velocidade e da aceleração na flexão lateral após o tratamento (BOUCHER et al., 2018).

O processo degenerativo na coluna acontece em uma sequência que é relacionada com relatos de dores lombares nos postos de trabalho e que começa com cargas excessivas que podem ser internas e externas (MARRAS, 2000). Ainda segundo este autor, estas cargas excessivas podem causar microfraturas nas placas terminais de passagem de nutrientes para o disco intervertebral. Estas microfraturas são cobertas por tecido cicatricial o qual diminui a capacidade de nutrir o disco. Por fim a diminuição do disco pode levar a atrofia das fibras

discais e fraqueza na sua estrutura. Este seria o início do processo de protusão discal, hérnia de disco e instabilidade na coluna.

A dor discogênica apresenta um mecanismo que inclui a) alongamento anormal das fibras do anel fibroso, b) extravasamento de substâncias irritantes como glicoaminoglicanos e ácido láctico, c) pressão nos nervos posteriores causada por abaulamento do anel fibroso, d) articulação posterior na injeção do disco, e) presença de tecido com granulação vascular (RAJ, 2008)

Como existe uma relação entre obesidade e lombalgia existem evidências que apontam a degeneração dos discos lombares como morbidades associadas a obesidade (SAMARTZIS et al., 2013) como diabetes e hipertensão arterial.

A degeneração do disco está associada a processos inflamatórios, desidratação do núcleo pulposo, diminuição da altura do disco, impedimentos mecânicos do disco e pode representar 39% dos casos de DL (LU et al., 2014).

1.3. Treinamento contra resistência

Existem diversos trabalhos que relatam os efeitos benéficos do TCR em diversas populações como por exemplo o estudo “*Strong, Healthy and Empowered (SHE)*” o qual mostra que a prática regular de TCR possuem efeitos positivos e duradouros na diminuição da gordura abdominal em mulheres pós-menopausa (ARIKAWA; O’DOUGHERTY; SCHMITZ, 2011). Outro grupo populacional que também é objeto de estudo visando identificar os possíveis benefícios gerados pela prática de TCR são os idosos que de acordo com Cadore, Pinto e Kruel (2012) tem melhorias nos níveis de força, potência, ativação e na quantidade de massa muscular.

Uma recente revisão (STOJANOVIĆ et al., 2017) mostrou que os benefícios do TCR em mulheres da terceira idade acontece nos seguintes parâmetros: a) incremento do metabolismo basal que aumenta a síntese proteica gerando hipertrofia muscular ocasionando um maior gasto calórico, b) redução da gordura no tecido subcutâneo, o que nessa população está relacionado com aumento do colesterol, aumento da pressão arterial e aumento dos níveis de açúcar no sangue, c) redução do risco de Diabetes tipo 2 pois o TCR em mulheres da terceira idade aumenta a sensibilidade à insulina e controla a glicemia; d) saúde

cardiovascular, a continuidade da prática do TCR por, pelo menos, dois meses, possui efeitos tão positivos quanto o treinamento aeróbico para a prevenção de doenças cardiovasculares; e) osteoporose já que existe uma forte associação entre a sarcopenia e a diminuição da densidade óssea, estudos revelaram que a prática duradoura, de 4 a 24 meses, de TCR pode aumentar a densidade óssea em mulheres da terceira idade em torno de 1 a 3 % ao ano; f) melhora na saúde mental, o TCR executado em conjunto com atividades aeróbicas ou sozinho mostrou melhoras significativas na autoestima, nível geral de humor, depressão e fadiga nesta população.

Um dos objetivos desta modalidade de exercitação é o incremento da força muscular que pode ser definida como: “qualidade que permite a um músculo ou grupo muscular opor-se a uma resistência”, podendo ser dividida em tipos diferentes como força explosiva (ou potência muscular), força estática, força resistente e força dinâmica (DANTAS, 1986)

Em 2002 o ACSM incluiu no seu posicionamento oficial, o trabalho de força muscular como parte integrante de um programa de exercícios para indivíduos saudáveis, por julgar esta qualidade física muito importante na manutenção da aptidão física do ser humano.

O TCR pode gerar mudanças significativas na composição corporal, na força muscular e no desempenho motor, além de provocar hipertrofia muscular. Estas modificações aconteceram somente nos grupos que treinaram o corpo todo, não sendo observado mudanças significativas naqueles que exercitaram somente a porção superior (FLECK; KRAEMER, 2017). Porém, para que estes benefícios sejam alcançados estes autores afirmam que alguns aspectos devem ser observados, tais como: musculatura envolvida, intensidade e volume do treinamento, periodização, descanso, segurança, equipamentos adequados e segurança.

Uma prescrição adequada do TCR, deve seguir as regras da periodização do treinamento. Para ilustrar esta afirmação pode-se citar o trabalho de Kraemer et al (2004) onde ocorreu um aumento na massa magra maior em mulheres que realizaram um TF periodizado, do que naquelas que não seguiram a periodização.

Uma observação se faz necessária pois, para que as metas com a aplicação do TCR sejam atingidas, tanto a prescrição quanto a definição dos objetivos devem ser individualizadas para uma otimização dos resultados (COUTTS; MURPHY; DASCORBE, 2003). Ainda sob este ponto, Kawamori e Haff (2004) apontam que o tipo de treinamento e incremento de cargas tem que se ajustar às necessidades individuais de quem se submete ao TF.

Existem variadas formas de se trabalhar força muscular, porém uma das mais populares é a musculação que é definida por Novaes e Vianna (2003) como:

Atividade física desenvolvida predominantemente através de exercícios analíticos, utilizando resistências progressivas fornecidas por recursos materiais, tais como: halteres, barras, anilhas, aglomerados, módulos, extensores, peças lastradas, o próprio corpo e/ ou segmentos, etc.” (p.171).

A musculação tornou-se mais abrangente seguindo as mesmas diretrizes do TF. Ou seja, se ajustando as necessidades dos mais diversos grupos de nossa sociedade, sejam estes grupos compostos por indivíduos saudáveis ou não.

Em populações especiais a musculação também tem sua utilidade reconhecida, a saber, o exemplo do ACSM em seu Position Stand, intitulado *Appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain in adults* (JAKICIC et al., 2001) que indica o TCR com intensidade moderada para o tratamento de obesidade, e o estudo de Trappe et al (2001) que mostraram que o TCR progressivo provoca aumento no tamanho das fibras musculares (lentas e rápidas) em idosos.

1.4. Variáveis do treinamento contra resistência

1.4.1. Intensidade

O TCR executado em alta intensidade foi testado em obesos adultos em um estudo piloto que objetivou averiguar os efeitos deste tipo específico de treinamento quando realizado no local de trabalho dos participantes (BORRÀS; VIDAL-CONTI; PALOU, 2016). Como resultado preliminar o protocolo utilizado no posto de trabalho, o qual consistiu de 16 séries de 45 repetições com velocidade de uma repetição por segundo até a falha muscular voluntária começando com 60% de 1RM, se mostrou eficaz para gerar benefícios em pessoas obesas e ou hipertensas tais como redução na gordura corporal e redução na pressão arterial.

Protocolos de treino com níveis elevados de intensidade se mostraram mais efetivos para ganhos de força e de massa muscular tanto em homens quanto em mulheres idosas

(BENEKA et al., 2005). Estes autores propuseram diferentes intensidade de treino para idosos de ambos os sexos divididos em 4 grupos, controle, baixa intensidade (50% de 1RM), intensidade intermediária (70% de 1 RM) e alta intensidade (90% de 1RM). Embora os níveis de força muscular tenham aumentado significativamente em todos os grupos quando comparados com o grupo controle, o treino em alta intensidade mostrou-se mais efetivo tanto para homens quanto para mulheres.

O TCR apresentou benefícios mesmo quando aplicado em baixa intensidade em mulheres com sobrepeso/obesas e pré-menopausa/menopausa (ÁLVAREZ; RAMÍREZ CAMPILLO, 2013). Neste estudo o TCR de baixa intensidade, entre 20 e 30% de 1 RM, mas metabolicamente custoso (com intervalo de descanso reduzido), ocasionou mudanças significativas em características antropométricas e de força. Isto que indica que esta modalidade de treino ainda que com a intensidade reduzida gera modificações benéficas em mulheres com estas características.

A intensidade de treino mais adequada para gerar hipotensão após sessões de TCR foi moderada (75% de 1RM). Esta informação foi obtida em uma pesquisa que comparou os efeitos de diferentes níveis de intensidade de treino que foram: baixa, moderada e alta (60%, 75 % e 90% de 1RM respectivamente). Em seus achados foi evidenciado que altas e baixas intensidades não foram estratégias positivas para a diminuição da pressão arterial pós-treino (CORRÊA NETO et al., 2017).

Níveis baixos de intensidade de treino associados com exercícios gerais se mostraram mais vantajosos para aumentar a capacidade aeróbica de remadores após quatro semanas de treinamento (JAAKSON; MÄESTU, 2012). Percebe-se nos resultados apresentados pelos autores que em baixa intensidade de treino a realização de exercícios específicos realizados em remoergômetro não foi melhor do que exercícios comuns como leg press e remada.

O TCR progressivo aplicado em idosos resultou em incrementos de massa muscular e resistência muscular como era esperado, entretanto não promoveu alteração significativa na função cardiovascular e a regulação neural autonômica desses sujeitos (KANEGUSUKU et al., 2015).

Características como níveis de produção de força isométrica, a variação no desenvolvimento de força muscular e a velocidade de deslocamento da barra ou do halter são importantes quando objetivamos melhorar a performance no levantamento de peso, que é uma condição para a execução do TCR. Mangine et al (2016) concluíram que aumentar a

intensidade do treinamento é mais eficaz do que aumentar o volume para incrementar a produção de força isométrica e a variação da força muscular.

A despeito das informações sobre a importância do controle da intensidade para a obtenção de resultados mais expressivos na prática do TCR terem sido apresentadas no presente texto, a mesma parece não influenciar na questão da motivação e aderência para a prática desta modalidade (PORTUGAL et al., 2015).

1.4.2. Número de séries e repetições

Não existe um número exato para séries e repetições no que diz respeito ao ganho de força, o que as pesquisas revelam é a ocorrência de uma faixa de valores de causam este resultado. No tocante a adaptação neural parece ser mais interessante um número de séries mais elevado e uma reduzida quantidade de exercícios (RADAELLI et al., 1996).

O método utilizado para se determinar qual o número de séries ou repetições é o de uma repetição Máxima (1 RM), por ser o mais comumente aplicado na população de um modo geral. É preciso que haja um completo domínio de sua técnica por parte não só daquele(s) que irão aplicá-lo, mas, sobretudo também naqueles que se submeterão ao teste, para que se evite uma interpretação equivocada dos seus resultados (PLOUTZ-SNYDER; GIAMIS, 2001)

Reforçando o conceito de múltiplas séries, Kemmler et al (2004) mostraram que em mulheres pré-treinadas, (com 1 a 8 anos após a última menstruação) os ganhos de força foram mais significativos naquelas que realizaram o protocolo de múltiplas séries comparadas com àquelas que treinaram TCR em séries únicas.

A musculatura esquelética parece se adaptar a diferentes regimes de treinamento de forma variada como observaram Campos et al (2002) ao compararem os efeitos de variações de repetições causados sobre indivíduos destreinados. Como resultado notaram que quem executava poucas repetições com cargas mais elevadas (3-5 RM) em conjunto com aqueles que realizaram repetições intermediárias (9-11 RM), obtiveram maiores ganhos de força e hipertrofia do que quem fez um maior número de repetições nesta pesquisa (20-28 RM).

Quando o principal objetivo do programa de treinamento é o ganho máximo de força, o uso de séries múltiplas traz resultados ótimos, porém se o tempo se torna um fator determinante e a meta prioritária deixa de ser o ganho máximo de força, protocolos de séries únicas podem e devem ser utilizadas, pois trazem efeitos recompensadores (GALVÃO; TAAFFE, 2005).

Um aspecto importante sobre a influência de múltiplas séries, durante a seção de treinamento de força, é a ação hormonal que ocorre durante a prática do TF. A relação entre testosterona e o cortisol foi estudada por Uchida et al (2004) em uma pesquisa onde se buscava observar diferenças significativas nas concentrações destes dois hormônios (importantes indicadores de níveis de estresse impostos pelo exercício). Ao final do estudo se observou que passadas oito semanas de treinamento com múltiplas séries houve uma resposta favorável ao metabolismo anabólico (testosterona).

1.4.3. Ordem dos exercícios

Por ordem de exercícios pode-se entender o modo como o profissional de educação física posiciona os exercícios na série de musculação, tendo em vista os objetivos e as necessidades de um aluno.

De um modo geral a ordenação dos exercícios segue a seguinte regra: dos maiores grupamentos musculares para os menores, tendo em mente que a sequência pode influenciar de forma significativa o desempenho e a força destes grupamentos (KRAEMER et al, 2002).

Opte-se por começar um programa de exercícios resistidos pelos maiores grupamentos, pois desta forma seria possibilitado maiores estímulos de treinamento, fato que se realizado ao contrário poderia levar os pequenos grupamentos à fadiga precocemente comprometendo a estimulação adequada dos grupamentos maiores (FLACK, KRAEMER, 2016).

Sforzo e Touey (1996) demonstraram em seus apontamentos que os exercícios que começavam a série independentemente de serem maiores ou menores estes sempre conseguiam um número maior de repetições e quando a situação se invertia os dois tipos

de grupamentos se mostravam mais fracos, ou seja, não conseguiam manter a performance constante da primeira a última série.

Indo de acordo com estas afirmações está o estudo de Simão et al (2002) no qual apontam ao fato de que o grupamento que se posiciona ao final da série possui sua capacidade de gerar força reduzida.

Um estudo feito com 18 sujeitos (14 homens e 4 mulheres) confirma os achados destas afirmações. Neste estudo foram prescritos apenas exercícios para a parte superior do corpo e seus resultados indicam que os exercícios que se coloca no final da sessão de treino é prejudicado, fadigando mais cedo (SIMÃO et al, 2005).

1.4.4. Dispositivos de Treinamento contra resistência

Do ponto de vista da biomecânica o exercício do tipo contra resistência caracteriza-se pelo fato do indivíduo realizar movimentos corporais de forma a vencer resistências às quais podem ser endógenas ou exógenas a ele. Resistências endógenas são aquelas que produzidas por massas corporais do praticante, como os pesos dos segmentos ou do corpo como um todo. Nesse sentido exercícios ginásticos, tais como o apoio de frente sobre o solo e a puxada na barra, são do tipo contra resistência endógena, uma vez que o próprio peso corpóreo oferece resistência à atividade das musculaturas atuantes. Em muitas situações esse tipo de resistência, se corretamente manipulada, é o suficiente para gerar efeito de treinamento, notadamente nos casos em que o TCR é utilizado com finalidades terapêuticas.

Já os exercícios contra resistências exógenas são aqueles nos quais implementos fora do corpo humano são encarregados de gerar a resistência fundamental, apesar de não a única, determinante do valor de carga da exercitação. Esse segundo tipo, ou seja, o exercício contra resistência exógena, e o mais comumente referido quando se trata de TCR, como é o caso do conjunto de atividades que usualmente integram o setor de “Musculação” nas academias de ginástica brasileiras.

O American College of Sports Medicine (ACSM), em posicionamento oficial (ACSM, 2009) acerca da prescrição de TCR, dedica uma sessão do documento normativo à discussão exclusiva de aspectos relacionados aos exercícios de resistência exógena, na qual é assumida possibilidade do uso de diversificados tipos de equipamentos com essa finalidade, os quais

classificam em duas categorias, a saber: pesos livres e máquinas. No contexto prático esses dois tipos de equipamento apresentam importantes diferenças entre si. Baechle e Earle (2000) adiantam que pesos livres são dispositivos que permitem que o movimento ocorra em diversos planos e que exigem grande capacidade de controle de estabilidade do equilíbrio corporal para sua execução. Por outro lado, segundo aos mesmos autores, as máquinas tendem a restringir o plano no qual o movimento acontece e não demandam demasiado uso da capacidade de equilíbrio. No entanto, na prática, as diferenças entre as duas modalidades de exercitação vão muito além do que argumentam os autores, principalmente quando comparamos os cenários biomecânicos implicados (NEWELL et al, 2008).

No nosso entendimento, a inclusão no “position stand” do ACSM, um dos mais importantes conjuntos de documentos mundiais acerca de normatização da prática de atividades físicas por humanos, de uma sessão que trata especificamente do treinamento contra resistência tem o mérito de evidenciar, cabalmente, a importância do tema, e, conseqüentemente, também do TCR no contexto das ciências da atividade física.

É devido ao comprovado grau de eficácia dessa modalidade de exercitação que ela também vem sendo utilizada como estratégia coadjuvante em intervenções preventivas ou mesmo terapêuticas, como no caso das lesões osteomioarticulares (JANSEN et al, 2011), em processos que visam reduzir a taxa de progressão da perda na capacidade de geração de força, como no caso de idosos (FERRI et al, 2003; FRONTERA et al, 1988), ou para melhorar as capacidades físicas de pessoas acometidas por doenças diversas, tais como diabetes (NELSON et al, 2007; DUSTAN et al, 2005) e coronariopatias (SHAW, 2010; LAMOTTE et al, 2005), dentre outras. Aliás, há que se registrar, muito embora acredite-se que o TCR tenha iniciado no campo da prática esportiva de alto rendimento o uso sistemático desse tipo de intervenção com propósitos terapêuticos remonta, no mínimo, à idade média (MARTINÉZ, s/d).

Dois aspectos relativos ao TCR nos chamam especial atenção. O primeiro é o fato de especialistas recomendarem o uso das máquinas por entenderem serem elas os dispositivos mais seguros para a execução, que permitem exercitação mais estável com menor ativação neural. O segundo aspecto diz respeito a evidente ampla utilização desta modalidade de exercitação física, sendo a mesma recomendada para colimar distintos propósitos e atendimento de também distintos praticantes com diferentes demandas. O que nos sinaliza prudência é o fato dessas recomendações serem baseadas nos resultados de poucas investigações. No caso das orientações da ACSM apenas 12 pesquisas as

sustentam, sendo que a mais recente tem 12 anos e apenas uma pesquisa teve como objetivo de estudo identificar o comportamento da atividade elétrica da musculatura durante a execução de um determinado exercício de TCR (McCAW e FRIDAY, 1994). Os outros estudos abordaram o tema de forma colateral, visando mensurar os níveis de força e resistência dos grupamentos musculares exercitados sem, contudo, levar em consideração os aspectos relacionados à mecânica dos implementos ou a biomecânica da interação dos mesmos com os praticantes.(BOYER, 1990HAKKINEN et al, 1987, 1988,1988, 1994, MARX, et al, 2001, MAZZETTI et al, 200, WILLOUGHBY e GILLESPIE, 1990, STARON et al, 1991,STARKEY et al ,1991).

1.5. Máquinas no treinamento contra resistência

Para esta pesquisa consideramos máquinas típicas de TCR aquelas que apresentam os elementos elencados por Biscarini (2008) que são placas dispostas em colunas (stacks) para incremento de sobrecarga, polias concêntricas para modificar a direção da aplicação da força resistente ou polias excêntricas bem como alterar o a magnitude do torque resistente pela alteração do comprimento do braço de resistência do equipamento. Segue abaixo uma revisão sobre a literatura científica de fato abrangeu as LSM com o objetivo principal de estudar os possíveis efeitos que estes dispositivos causam nos praticantes.

Em 1992 Pizzimenti fez um estudo no qual concluiu que o comportamento do torque gerado por uma mesa flexora da marca Nautilus para a flexão de joelhos não acompanhava as capacidades biomecânicas da musculatura durante a exercitação com velocidade constante.

McCaW e Friday (1994) ao estudarem o exercício supino constaram que este exercício realizado em LSM e em peso livre possui diferentes valores de atividade elétrica para os músculos responsáveis por este movimento. As diferenças nos valores de magnitude de carga favoreceram a execução em peso livre neste estudo.

O estudo de Cacchio et al (2008) comparou os efeitos que a exercitação em dois tipos de supino na máquina causava em seus executantes. Porém como não houve grupo controle a validade interna e externa dos resultados ficou reduzida. Outro ponto importante foi a ausência de aleatoriedade na seleção dos sujeitos que compuseram a amostra.

Aboordada et al (2011) também comparou os efeitos que a realização de extensão de joelhos em um equipamento tradicional teve com outros dois tipos de dispositivos. Entretanto não foi relatado pelos autores do estudo a presença de grupo controle, como também não foi mencionada forma como a seleção dos sujeitos foi realizada. Outro ponto importante foi a obtenção dos resultados apenas para efeitos agudos na atividade elétrica dos músculos analisados, quando seria ideal um estudo de maior duração para se avaliar os possíveis efeitos crônicos. Tal situação compromete a validade interna e a capacidade de generalização dos dados levantados pelos autores.

A pesquisa Da e seus colegas (2009) mensurou os efeitos que uma LSM para extensão de tronco na atividade elétrica dos músculos responsáveis pela realização deste movimento bem como o fizeram em diferentes conformações do referido equipamento. Tal iniciativa dá a este estudo um grau de especificidade que foi exclusivo destes autores, pois em nenhum outro estudo por nós observado encontramos qualquer referência sobre a forma como a regulagem do equipamento poderia exercer sobre as estruturas músculo esqueléticas de seus praticantes. Porém a ausência de grupo controle e o fato de que a LSM utilizada neste estudo foi adaptada para que os objetivos fossem alcançados. Portanto era uma máquina diferente daquelas comumente encontradas no mercado. Esta condição diminui a extrapolação destes resultados para situações de uso comum deste equipamento.

Floyd et al (2009) examinaram os efeitos que o supino realizado tanto em máquinas quanto em pesos livres poderia causar no que tange os valores de carga máxima no teste de 1 RM. Este estudo, apesar de utilizar de fato uma LSM comum na prescrição de TCR e comparar com o mesmo exercício, porém realizado com outro tipo de implemento, avaliou os efeitos de uma LSM em condições diferentes da prescrição comum deste equipamento. Afirmamos isto porque o teste de 1 RM não usado rotineiramente na prescrição de TCR por ser trabalhoso e exigir que o executante tenha condições ideais de integridade físicas, o que impossibilita a sua utilização em outras condições como reabilitação musculoesquelética da articulação do ombro por exemplo.

O estudo de Lennon et al (2010) também estudou os efeitos do supino executado em MTCR e com peso livre. Estes pesquisadores encontraram maiores valores de 1RM em quem executou o supino com peso livre enquanto quem fez em MTCR realizou com maior velocidade.

Langford e seus colegas (2007) apresentaram uma pesquisa que teve como tema principal o princípio da especificidade exercido pelo tipo de equipamento na prática de TCR.

O trabalho de Sundstrup et al (2012) que comparou a atividade elétrica da musculatura flexora do abdomen executado em dois dispositivos diferentes sendo um deles uma LSM típica de TCR. Os autores mostraram que o abdominal do tipo “crunch” executado na bola suíça com resistências elásticas induz a uma maior atividade do músculo reto abdominal e menor ativação dos extensores lombares.

Dalleau et al (2010) instrumentalizaram uma cadeira extensora típica de TCR para identificar possíveis diferenças entre a produção de torque, velocidade e aceleração angulares de uma extensão de joelhos realizada com a LSM com braço de resistência com comprimento constante e outra realizada com braço de resistência variável (came). Estes resultados confirmam a influência que a variação do braço de resistência tem na produção de torque bem com nas velocidades e acelerações angulares.

Folland e Morris (2008) buscaram identificar a medida em que o torque gerado por cadeiras extensoras produzidas por oito diferentes fabricantes acompanhou o torque gerado pela musculatura extensora do joelho do executante. Os autores tocaram em uma questão importante no que diz respeito ao TCR que é a utilização de equipamentos com resistência dinâmica constante para a exercitação de musculaturas específicas.

Em 2008, a atividade elétrica dos músculos extensores de quadril e dos extensores de joelho foi mensurada durante a prática de leg press em diferentes posicionamentos dos pés (SILVA et al). Os autores identificaram que as maiores atividades do reto femoral e do vasto lateral ocorreu com o leg press executado com os pés baixos e que por outro lado se desejarmos maior atividade do músculo glúteo máximo deve-se executar o leg press com os pés altos.

Signorille, Zink e Swed (2002) investigaram como o posicionamento das mãos pode influenciar no exercício de adução de ombros em polia alta. O equipamento de fato é bastante comum em salas de TCR, o que demonstra uma preocupação por parte dos autores em utilizar MTCR em situações próximas da realidade encontrada nos centros de TCR.

Em 2011, Melchiorri e Rainoldi estudaram o comportamento da fadiga muscular induzida adaptando uma LSM em duas configurações a saber: uma usando faixas elásticas e outra mantendo sua configuração original. Apesar da LSM ter sido projetada para assemelhar-se a um bíceps na máquina a execução do exercício supino até a exaustão não é comum seja do ponto de vista da reabilitação seja do ponto de vista do desempenho esportivo.

Em 2013 Peng, Kernozek e Kong estudaram os efeitos que a exercitação dinâmica realizada no leg press em conjunto com adução de quadril isométrica (obtida por meio de

sustentação de uma bola de medicine ball posicionada entre os joelhos dos participantes durante todo o exercício).

O leg press também foi alvo de investigação de Walker e colaboradores (2011) que investigaram os efeitos que diferentes conformações deste referido equipamento pode exercer sobre praticantes de TCR.

Kong, e Haselen (2010) estudaram a influência que diferentes ajustes na LSM cadeira extensora exerceram na atividade elétrica do quadríceps. Os registros eletromiográficos dos músculos extensores do joelho se mostraram dependentes da angulação da articulação do joelho enquanto os registros do quadril se mostraram indiferentes a estas modificações.

Comparando-se os resultados da qualidade das evidências presentes no posicionamento do ACSM (2009) o quadro que surgiu foi que apesar do número de estudos que abordam especificamente os efeitos das LSM o mesmo não aconteceu em relação a categorização das evidências obtidas. Os problemas metodológicos permanecem e sendo marcante a ausência de grupo controle e a falta de randomização na seleção dos sujeitos que participaram dos trabalhos analisados. Há ainda uma predileção por dois tipos de LSM que são o supino na máquina e a cadeira extensora. Os outros equipamentos não são abordados na mesma proporção.

1.6. MtcR para o exercício da região lombar

O trabalho mais antigo que foi possível encontrar e que trata de MTCR para o trabalho muscular dos extensores de tronco foi o de Pollock et al (1989) o qual comparou a força isométrica entre dois grupos em um dinamômetro dinâmico em diversas angulações. Estes autores concluíram que o exercício dos músculos lombares quando realizado de forma isolada pode aumentar significativamente os níveis de força isométrica nestes músculos.

Graves et al (1994) avaliaram e compararam os efeitos de ER executados em uma MTCR com e sem estabilização da pelve para o desenvolvimento isolado da força dos músculos lombares. Os resultados deste estudo apontaram que a estabilização da pelve é efetiva para o fortalecimento e treinamento da região lombar.

A estabilização da pelve em MTCR também foi estudada por Udermann et al (1999) que estudaram a atividade elétrica de músculos lombares e extensores de quadril durante

exercício dinâmico realizado em máquina. Estes pesquisadores concluíram que somente a restrição da pelve não altera a atividade elétrica de extensores lombares e do quadril em comparação com o exercício sem estabilização.

Um trabalho parecido com o de Udermann et al (1999) foi executado por San Juan e colaboradores (2005) e apesar de também comparar a ativação de extensores lombares e de quadril em equipamento semelhante, as conclusões foram diferentes. San Jan et al (2005) mostraram que a estabilização da pelve fez diferença nos níveis de atividade dos extensores lombares.

Os trabalhos apresentados nesta subseção (Pollock et al, 1989; Graves et al, 1999; Udermann et al, 2004 e San Juan et al, 2005) utilizaram dinamômetros dinâmicos como equipamento para o exercício da região lombar. Este tipo de equipamento é de alto custo e difícil utilização como já apresentado nesta tese.

Stevens et al (2008) diferentemente dos trabalhos acima citados utilizaram uma MTCR comercial em sua pesquisa. Estes pesquisadores compararam a atividade mioelétrica de músculos flexores e extensores do tronco em MTCR e relataram que para o movimento de extensão desta região do corpo o multífido foi o mais ativado em diversa intensidade de carga de exercício. Ressalta-se que o dispositivo utilizado por Stevens et al (2008) não possuiu mecanismo de restrição de pelve.

O isolamento da musculatura extensora lombar também foi alvo de estudo para Da et al (2009) e estes pesquisadores adaptaram um dinamômetro dinâmico a um mecanismo de restrição de pelve que também regulava altura e inclinação do assento da máquina (posição sentada, semissentada). Nesta estudo os autores concluíram que a pelve estabilizada na posição semissentada foi a que proporcionou os maiores níveis de atividade elétrica dos músculos lombares.

O mesmo equipamento com as mesmas configurações foi utilizado por Lariviere et al (2010), porém desta vez para verificar se este tipo de equipamento pode induzir mais fadiga muscular para os extensores lombares do que aos extensores de quadril. Como resultado foi encontrado por estes autores que este tipo de equipamento induz maiores níveis de fadiga muscular para a região lombar.

A força isométrica foi analisada por Silva et al (2011) com o mesmo equipamento que foi usado por Lariviere et al (2010) e Da et al (2009) bem como a possível influência de gênero em ER para a extensão lombar. Silva e seus colegas (2011) identificaram que a

modificação da posição do executante no equipamento é importante para uma melhora nos níveis de força isométrica dos extensores de tronco independentemente do gênero.

Smith et al (2011) reforçam a ideia de que MTCR com estabilização de pelve é mais efetiva para o fortalecimento dos músculos lombares e redução dos sintomas de lombalgia. Ao usarem um dinamômetro dinâmico e compararem indivíduos que se exercitaram na MTCR com e sem estabilização de pelve encontraram redução da sensação de dor lombar e melhora nos níveis de força em extensores de tronco naqueles que se exercitaram com a pelve estabilizada.

2. METODOLOGIA

2.1. Metodologia para o primeiro objetivo específico

No primeiro objetivo propusemo-nos identificar a quantidade de academias de ginástica que possuíam algum tipo de equipamento para os extensores de tronco foi feito um levantamento em academias de diversos bairros do estado do Rio de Janeiro. Este levantamento foi executado da seguinte forma: foi realizada uma visita a uma academia de ginástica. Em seguida foi executada uma identificação da presença dos dispositivos usados especificamente para o trabalho dos músculos extensores do tronco. A presença de ou de dois tipos era anotada e armazenada em uma planilha de eletrônica.

2.1.1. Tratamento estatístico para o primeiro objetivo específico

Os dados oriundos da presença de equipamento para os extensores de tronco foram quantificados e organizados por meio de técnicas de estatística descritiva. Devido a característica de mensuração dos dados ser discreta optou-se por uma contagem simples de frequência.

2.2. Metodologia para o segundo e o terceiro objetivos específicos

Para que o segundo e terceiro objetivos específicos que tratam respectivamente da identificação dos elementos constitutivos e da configuração operacional do equipamento de extensão lombar fossem alcançados foi necessária a utilização do Dispositivo de Exame da Extensão Lombar (DexEL) o qual foi projetado pela equipe do Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LABICOM/IEFD-UERJ).

Este dispositivo é uma MCTR (figura 1) que apresenta as características de uma máquina comumente encontrada em salas de musculação, porém com a possibilidade de regulagem dos comprimentos segmentares viabilizando assim melhores ajustes para a cadeia cinemática do DexEL adequando às demandas antropométricas dos executantes. Além disso o DexEL foi instrumentalizado possibilitando a obtenção de dados cinéticos e cinemáticos.

Optou-se pela confecção de uma MCTR comum pois a resposta oriunda da mecanoindução poderia ser mais facilmente extrapolada para o contexto real de utilização de um equipamento deste tipo, que geralmente, ocorre em academias de musculação e ginástica, centros esportivos ou em clínicas de fisioterapia. A seguir são apresentadas imagens do DexEL.

Figura 1 - DexEL



Uma característica exclusiva deste equipamento é o mecanismo de estabilização de pelve removível mostrado na figura 2.

Figura 2 - Dispositivo de estabilização da pelve



O DexEL foi incluído no processo de registro de seção de marcas para a Universidade do Estado do Rio de Janeiro com o número de registro de nº: 9 16243664. O contrato de sessão de marca se encontra no anexo B

Após a fabricação do DexEL procurou-se uma maneira que pudesse identificar as configurações do mesmo. Foi utilizado, então, o Sistema de Caracterização de Exercícios Resistido (SisCaER) o qual foi elaborado para um projeto do programa Pró-Ciência (Batista, 2017). Este sistema é um instrumento que reúne dois conjuntos de informações sobre a qualificação de exercícios resistidos (ER). O primeiro conjunto recebe o nome do exercício, implemento utilizado, origem do exercício, efeito esperado e efeitos colaterais conhecidos ou esperados, já o segundo conjunto é sobre a normatização da obtenção e armazenamento de informações relativas a presença e aos comportamentos de variáveis pertencentes a resistência, a transferência e ao elemento biológico no segundo conjunto. O modelo do SisCaER se encontra no anexo C.

2.3. Metodologia para o quarto objetivo específico

Para a identificação das VBEs essenciais indicadoras da indução de cargas no TCR foram selecionados por conveniência 15 sujeitos hígidos oriundos do Instituto de Educação Física e Desportos da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, (idade: $22,75 \pm 3,20$ anos, estatura: $1,74 \pm 0,12$ metro, massa: $71,03 \pm 8,77$ kg e IMC: $23,95 \pm 4,44$) de ambos os sexos. Massa e estatura dos sujeitos foram obtidas com uma balança com estadiômetro acoplado da marca Filizola (modelo 31, São Paulo). A escolha do tamanho da amostra obedeceu ao critério da “regra do polegar direto” a qual preconiza que na medida que o tamanho da amostra dos textos que serviram de base para a obtenção dos resultados da pesquisa servirá de modelo para a obtenção do n amostral e deverá optar pela maior amostra (CURADO; TELES; MARÔCO, 2014; HILL; ANDREW HILL, 2000; JULIOUS, 2005; VAN BELLE, 2011). Partindo desta premissa identificou-se que dentre a bibliografia que trata especificamente de máquinas para a extensão de tronco foram encontrados apenas dois estudos usaram máquinas que estão disponíveis para comercialização tanto para fins terapêuticos quanto para fins de performance física (DE RIDDER et al., 2015; STEVENS et al., 2008) e somente um foi exclusivamente para a extensão de tronco (DE RIDDER et al., 2015) apresentando um

tamanho de amostra menor que a da presente tese. Além das medidas já apresentadas foram coletadas também a distância linear entre o ângulo inferior da escápula e a região central da espinha da escápula ($12,75 \pm 0,96$ cm) e o comprimento do tronco que foi estipulado como sendo a distância linear entre o acrômio e o trocanter ($52 \pm 0,02$ cm). Estas duas últimas mensurações foram obtidas com um segmômetro da marca Sanny® (São Paulo, SP)

Para identificar o nível de aptidão física dos componentes da amostra todos responderam o PAR-Q (DE OLIVEIRA LUZ; NETO; FARINATTI, 2007) e para verificar que não estavam acometidos de DL de modo que impedisse a realização dos testes a amostra também respondeu a versão brasileira do Quebec Pain Disability Scale Questionnaire (RODRIGUES et al., 2009). O projeto deste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Pedro Ernesto com o número de parecer 450.122 e todos os participantes da amostra desta pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

2.3.1. Protocolo de teste

Primeiramente foi obtido o registro em vídeo dos sujeitos realizando a extensão de tronco na MTCR em quatro condições distintas que foram: com restrição simples da pelve (com apoio), sem restrição da pelve (sem apoio), com o “back resistance pad” (brp) ou apoio das costas, sobre a espinha da escápula (alto) e com o brp sobre o ângulo inferior da escápula (baixo). Estas diferentes configurações foram escolhidas baseadas em indicadores presentes da literatura científica, no que diz respeito a estabilização da pelve em MTCR, e na ausência de padronização no posicionamento do brp.

Em todas as condições o executante realizou o total de seis repetições completas no DexEL, realizando-as com carga equivalente a massa da porção superior do corpo o que resultou em 70% da massa corporal total (DICKX et al., 2010). A posição inicial foi condicionada na seguinte maneira: os sujeitos sentados no equipamento com os joelhos estendidos e pés apoiados deveriam colocar as mãos sobre os joelhos com os braços estendidos conforme mostra a figura 2. Durante a execução do exercício foi solicitado aos participantes que mantivessem os pés posicionados no suporte específico do DexEL além de permanecerem com os joelhos estendidos e com os braços cruzados à frente do tronco durante

toda a execução. Uma vez nesta posição a máquina era ajustada nas distintas condições para o início do exercício. A amplitude total de movimento durante a execução não foi controlada pois não foi encontrada na literatura específica sobre o tema uma orientação a respeito, pelo menos em máquinas de extensão de tronco comuns, tampouco foi encontrado um registro formal desse controle por parte dos profissionais de saúde que prescrevem este exercício em máquinas.

Figura 3 - Posição inicial



2.3.2. Coleta de dados cinemáticos

Após a seleção de sujeitos seguiu-se o momento de escolha das técnicas de investigação biomecânica para o cumprimento do objetivo específico. Para uma análise mais completa foram selecionadas técnicas que pudessem identificar variáveis nos dois segmentos de divisão da Biomecânica que são a cinemática e a cinética (HALL, 2016; KNUDSON, 2013; KREIGHBAUM; BARTHEL, 1996).

Para a análise cinemática foi realizada uma análise por meio de videogrametria a qual é descrita a seguir.

O registro das imagens foi obtido com uma câmera high speed da marca Casio (modelo Exalim EX-F120). A câmera foi posicionada no plano sagital em relação ao executante do exercício e foi fixada por um tripé marca Targus modelo TGT-58TR. A frequência de captura da câmera foi de 30 fps. O ritmo da execução do exercício foi controlado por meio de um metrônomo digital da marca Qwik Time® (China), mantendo-se o seguinte ritmo de execução: dois segundos para a fase concêntrica e excêntrica do movimento.

Após os registros dos vídeos das execuções dos exercícios aconteceu o tratamento dos mesmos por meio do programa gratuito SkillSpector (versão 1.3.2). Este software possibilita a aquisição de informação acerca dos dados cinemáticos dos executantes. Para o desenvolvimento de um modelo corporal do tronco e da região lombar foram posicionados marcadores esféricos reflexivos de 20 mm, de forma que possibilitou a mensuração do movimento corporal. Os marcadores reflexivos foram posicionados nos seguintes locais: acrômio, no ponto mais inferior da 10^a costela, na cristailíaca, no trocanter e no côndilo femoral. Todos os marcadores estavam voltados para a câmera. A união destes pontos formou segmentos que por sua vez formaram ângulos, os quais foram os objetos de mensuração. Os ângulos então utilizados foram:

- a) costela (COST): formado pela junção dos segmentos acrômio - costela e costela - cristailíaca;
- b) cristailíaca (CI): formado pela junção dos segmentos costela - cristailíaca e cristailíaca - trocanter;
- c) trocanter (TROC): formado pela junção dos segmentos cristailíaca - trocanter e trocanter - côndilo femural.

O sinal da coleta cinemática foi suavizado com um filtro Butterworth de 4^a ordem. Como a velocidade de execução dos exercícios foi controlada a única variável cinemática que foi medida foi o deslocamento angular em cada repetição para cada condição do DexEl. Os valores angulares foram calculados após a subtração das medidas dos ângulos obtidos em postura estática para cada indivíduo. Esta postura estática era semelhante a postura inicial do exercício com a única diferença da posição do tronco a qual foi de mantê-lo ereto na vertical com os braços cruzados a frente.

2.3.3. Obtenção dos dados de força aplicada no DexEL

A obtenção das informações sobre os níveis de força apresentados pelos sujeitos durante a execução dos exercícios na MTCR foi feita por meio de uma célula de carga especialmente projetada para tal. A célula de carga possuiu capacidade de 50KG (aproximadamente 500N) e foi acoplada a um dispositivo que por sua vez foi fixado no DexEL como mostra a figura 4.

Na calibração da célula de carga, já posicionada no DexEL, utilizou-se uma anilha de 1kg e o equipamento BIOPAC (Biopac Systems Inc., Santa Bárbara, CA, USA). A anilha era colocada sobre a célula de carga e era registrada uma medida em seguida a anilha era retirada e seguia-se outra mensuração. Todo este processo seguiu as orientações constantes no Manual do BIOPAC.

Todo o procedimento de calibração foi realizado no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LaBiCoM) da UERJ/IEFD. A figura 4 mostra a célula de carga acoplada ao DexEL.

Figura 4 - Célula de carga



2.3.4. Sincronização das técnicas de mensuração

A sincronização dos sinais de videogrametria, eletromiografia e célula de carga foram realizados com o auxílio de um sinal luminoso. Uma lâmpada de led estava presa ao DexEL em posição visível para a câmera. Ao comando do pesquisador a câmera começava a gravação e em seguida a lâmpada de led era acesa. O sinal luminoso era transmitido ao módulo MP100A do BIOPAC (Biopac Systems Inc., Santa Bárbara, CA, USA) e somente partir desse momento era dado o comando para que o sujeito realizasse o exercício. No exato instante em que o sinal luminoso era ligado ocorria o seu registro no tempo. Esse instante era marcado tanto no BIOPAC quanto na câmera que recebia a informação visual.

Os intervalos de tempo da trajetória de movimento no DexEL foram 200ms do início de execução, 200ms na metade da execução e os últimos 200ms para cada configuração do DexEL, tanto para a coleta de emgs quanto para coleta das informações da célula de carga.

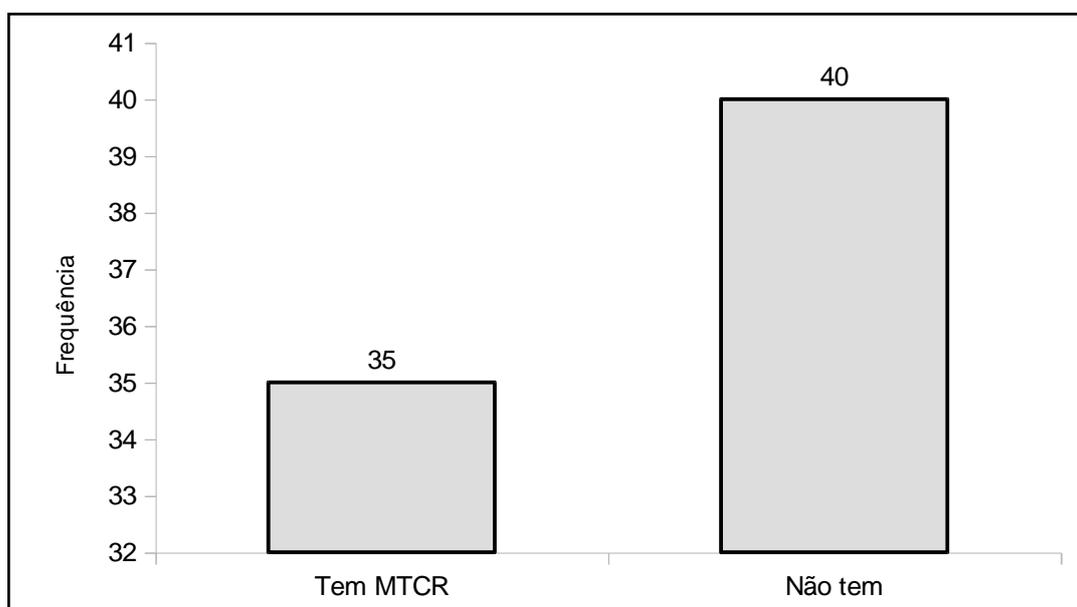
2.3.5. Tratamento estatístico

Para a verificação da normalidade das variáveis dependentes deslocamento angular, atividade elétrica dos músculos e força aplicada no DexEL utilizou-se o teste de Shapiro-wilk. Este teste foi selecionado por ser o mais robusto e indicado para amostras com menos de 50 participantes (ELLIOTT; WOODWARD, 2007; GHASEMI; ZAHEDIASL, 2012; THODE, 2002). A etapa seguinte teve a comparação das médias dos dados de cada deslocamento angular em cada configuração do DexEL que foi realizada usando ANOVA three-way de medidas repetidas (ângulo x apoio x brp). Para comparar a força registrada pela célula de carga no equipamento também foi utilizada ANOVA three-way de medidas repetidas (trajetória x apoio x brp). O nível de significância desejado para cada teste foi de $\alpha < 0,05$.

3. RESULTADOS

O gráfico abaixo identifica o primeiro resultado da tese que é a quantidade de academias com MTCR no estado do Rio de Janeiro. Os bairros visitados para a coleta de dados foram: Méier, Engenho de Dentro, Lins de Vasconcelos, Ilha do Governador, Taquara, Tijuca, Vila Isabel, Vila Valqueire, além de academias nos municípios de Nova Iguaçu, São João de Meriti, Belford Roxo e da cidade de Cabo Frio.

Gráfico 1 - Quantidade de academias com MTCR para região lombar



Foram 75 academias visitadas no total e em 35 (46,7%) delas havia uma MTCR com coluna de peso para a extensão de tronco.

3.1. Resultados para o segundo objetivo específico

Para o segundo objetivo específico que aborda a caracterização dos mecanismos constitutivos da MTCR utilizada no presente estudo é apresentado a seguir o quadro que mostra o SisCAER completo.

Quadro 1 – Sistema de Caracterização de Exercícios Resistidos (SisCAER)

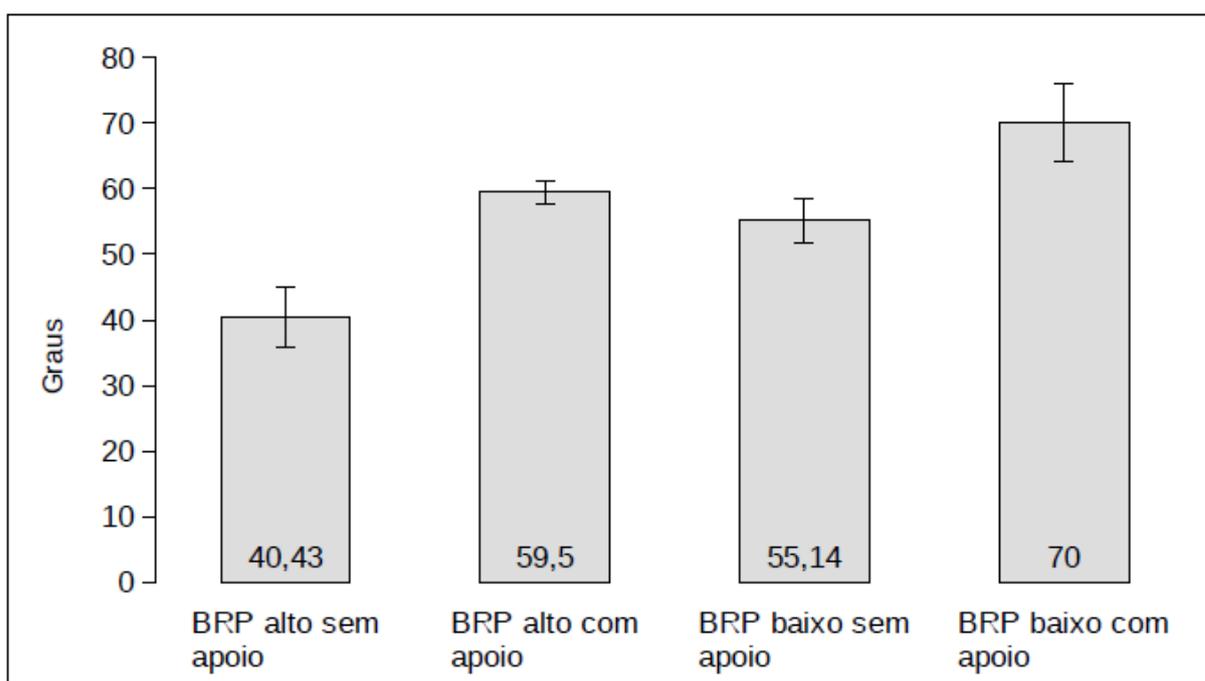
CAT	ITENS	CARACTERÍSTICAS	OBSERVAÇÃO
QUALIFICAÇÃO	Nome:	Extensão Lombar	Genérico
	Implemento	Máquina	
	Origem	Conhecimento Popular	
	Efeitos esperados	Resposta de músculo da região lombar	Pode-se esperar alterações na resposta muscular de outros segmentos corporais adjacentes, por exemplo: quadril;
RESISTÊNCIA	Efeitos Colaterais	Lombalgia, Tendinites, Hérnia de disco	Confirmado
	Gerador	Coluna de placas de ferro	Confirmado
	Tipo:	Gravitacional	Confirmado
	Provimento	Indireto	Confirmado
TRANSFERÊNCIA	Meio	Máquina	
	Forma:	Polias, alavancas (físicas e anatômicas), tecidos biológicos	Alavanca concêntrica proporcionando resistência dinâmica constante;
	LC:	Verificado sobre a espinha da escápula e ângulo inferior da escápula	
	Efeito nos Lcs:	Atividade mioelétrica maior na musculatura extensora do tórax, movimentos em três segmentos do tronco (última costela, cristalíaca, trocanter).	Atividade mioelétrica maior na musculatura extensora do tórax, movimentos em três segmentos do tronco (última costela, cristalíaca, trocanter).
Aplic. Do estímulo	Perpendicular ao segmento mobilizado	Sem diferença significativa na intensidade em toda a trajetória do movimento	
BIOLÓGICO	EAES	Complexos articulares: quadril, intervertebrais lombares e torácicas.; Músculos: quadris – notadamente extensores Lombares: extensores e rotadores	Confirmado
	IRC	Desconhecido	Identificar e descrever
	Cargas em LC	Desconhecido	Identificar e descrever
	Resposta em LC	Sem diferença significativa na intensidade em toda a trajetória do movimento	Confirmado
Locus de carga, EAES: elementos anatômicos envolvidos; IRC: intensidade relativa de carga. * Informação de sensu comum; # informação não encontrada			

Pode-se observar que este sistema identifica não somente informações comuns, mas também durante o seu preenchimento, permite que o professor de Educação Física ou fisioterapeuta que observe questões relevantes como a ação do equipamento no corpo do executante (seção biológico) e partes importantes da composição do equipamento (seção transferência).

3.2. Resultados para o terceiro e o quarto objetivos específicos

O gráfico a seguir revela a amplitude total apresentada pelos sujeitos nas quatro configurações do DexEL.

Gráfico 2 – Amplitude de movimento no DexEL nas quatro configurações



Abaixo seguem os valores médios das amplitudes de movimento de cada ângulo pesquisado no DexEL

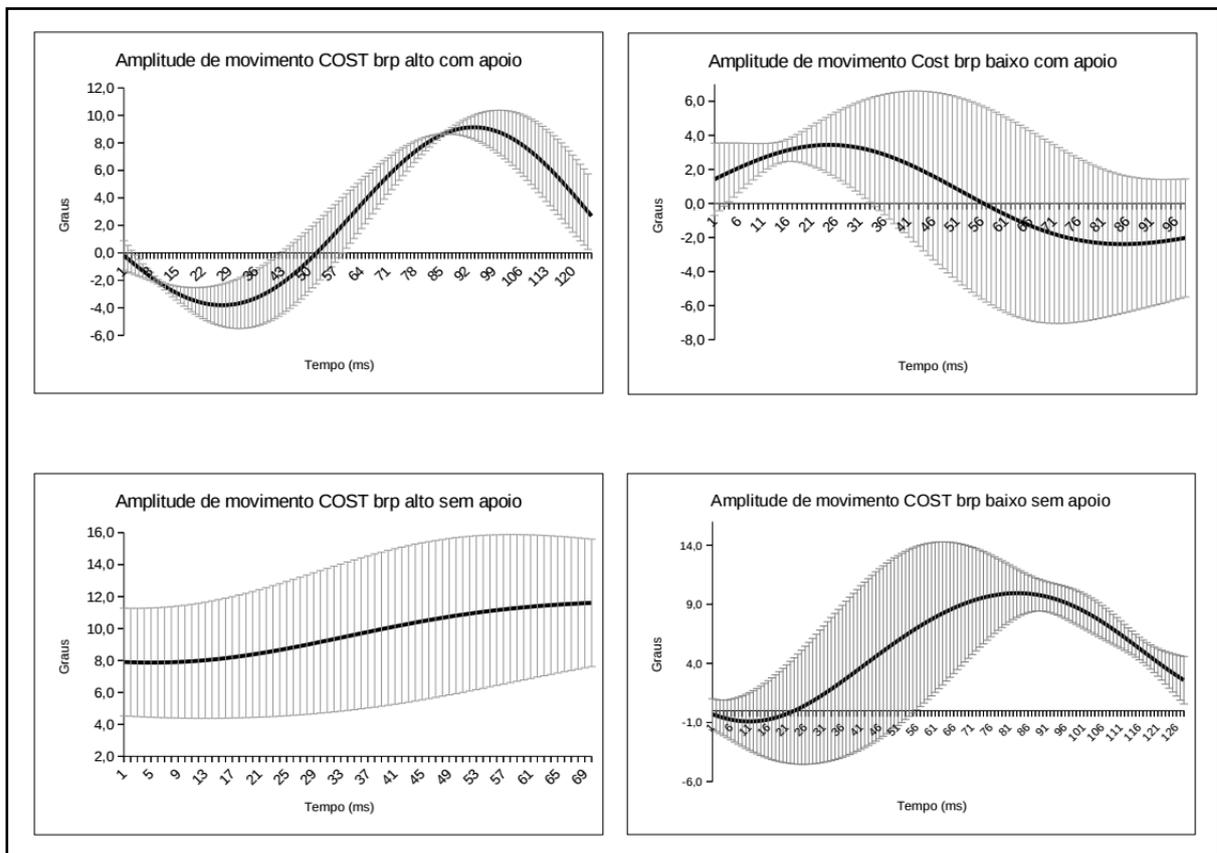
Tabela 1. Amplitudes de movimento dos ângulos nas configurações do DexEL

Ângulos	Brp Alto		Brp Baixo	
	Com apoio	Sem apoio	Com apoio	Sem apoio
Costela	18,19 (\pm 5,42)	14,643 (\pm 14,15)	17,54 (\pm 4,38)	19,55 (\pm 5,54)
Cristailíaca	43,13 (\pm 12,10)	42,42 (\pm 13,43)	45,49 (\pm 13,27)	49,8 (\pm 14,11)
Trocanter	42,92 (\pm 14,05)	27,47 (\pm 9,18)	52 (\pm 16,06)	35,01 (\pm 11,25)

Valores expressos em média e desvio padrão

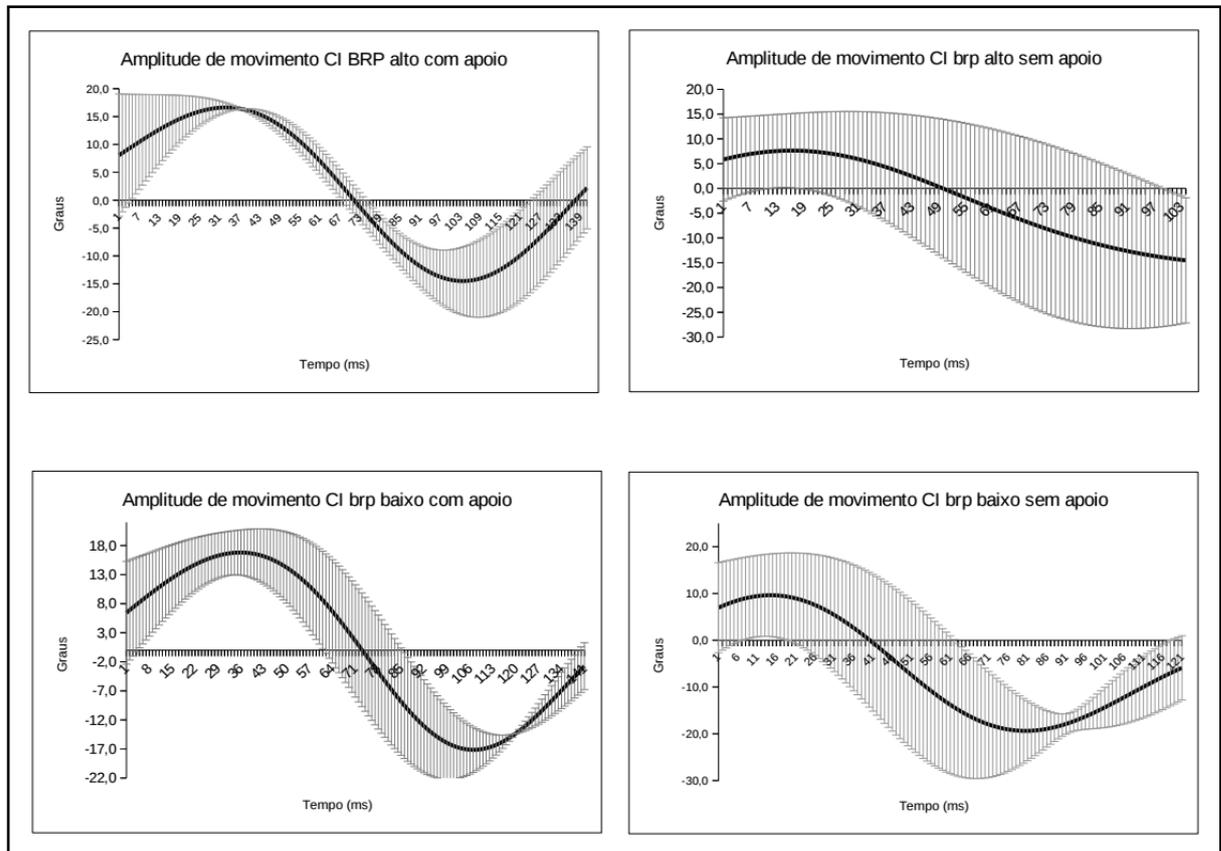
A seguir são mostrados o comportamento do ângulo costela no DexEL nas seis repetições.

Quadro1 - Comportamento do ângulo Costela (COST) nas quatro configurações do DexEL



Apesar do padrão no traçado da amplitude de movimento na condição com Brp alto e sem restrição de pelve (apoio) ser distinto entre as demais configurações isto não se mostrou estatisticamente significativo. Embora isto possa remeter a uma condição de movimentação reduzida nesta região quando do exercício realizado sob estas condições o que pode significar uma maior facilidade de manutenção da postura corporal durante o exercício.

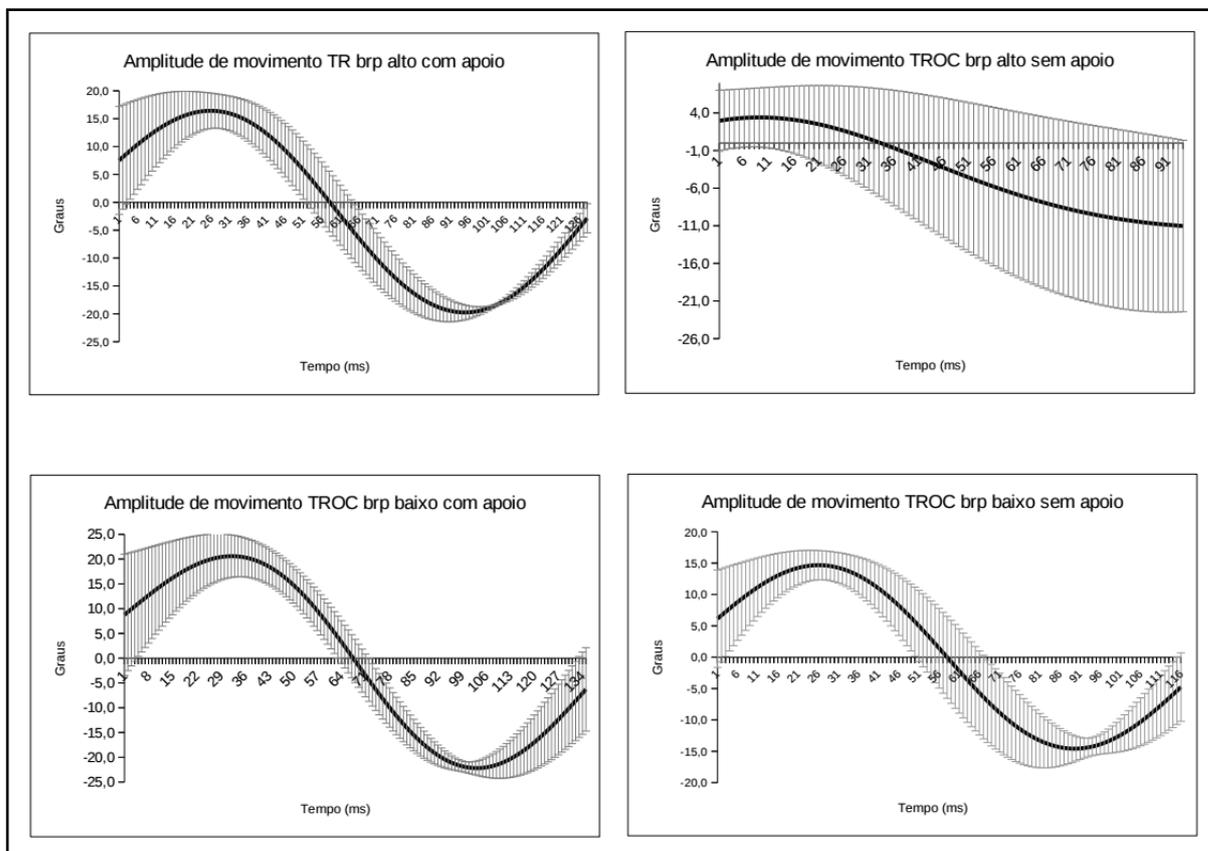
Quadro 2- Comportamento do ângulo Cristailíaca (CI) nas quatro configurações da MTCR



O traçado do ângulo cristailíaca se comportou de forma semelhante entre as configurações do DexEL.

Observando a tabela 1 nota-se que as amplitudes de movimento apresentadas por este ângulo são maiores do que as do ângulo costela. Estas diferenças se mostraram significativas e serão apresentadas no texto ao final desta seção de resultados cinemáticos.

Quadro 3 – Comportamento do ângulo Trocanter nas quatro configurações do DexEL

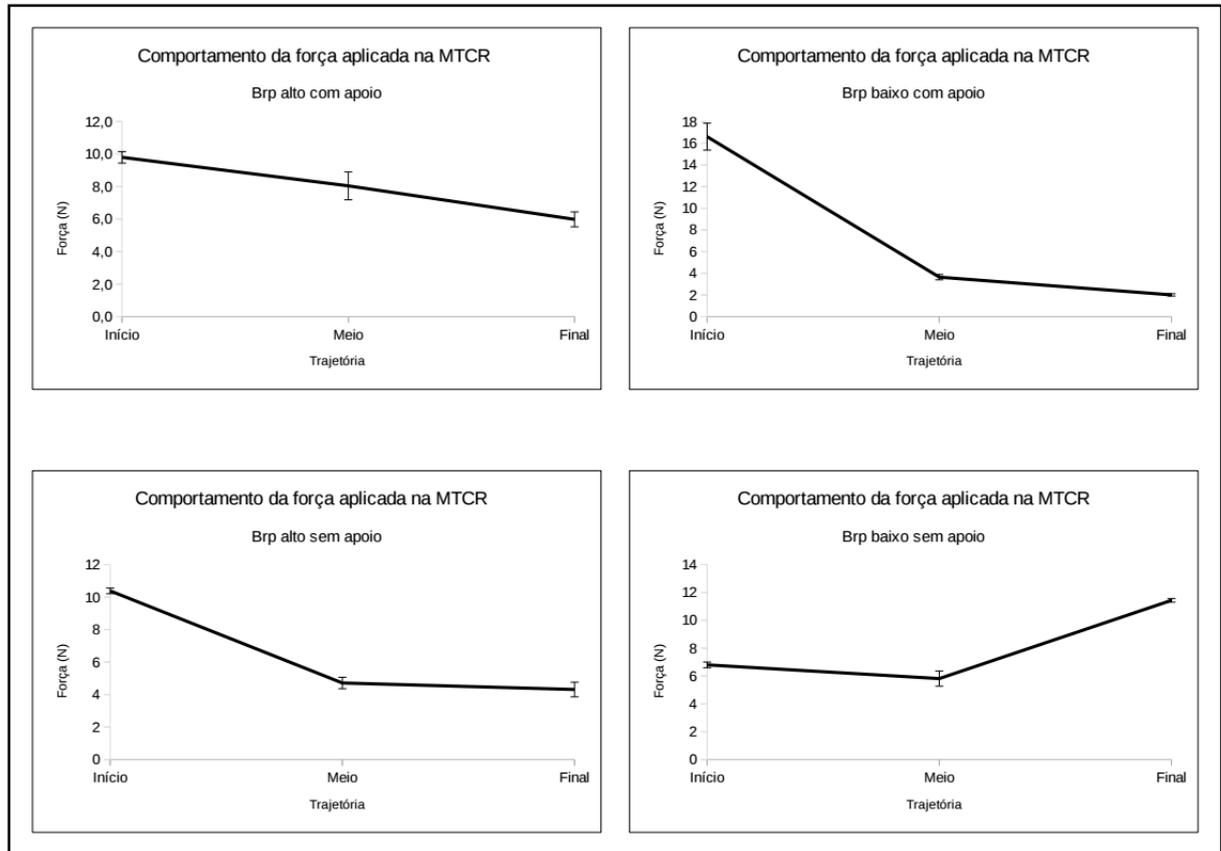


O comportamento da amplitude de movimento do ângulo trocanter foi semelhante ao do ângulo cristailíaca apresentando um padrão de traçado parecido nas quatro configurações do DexEL. Este padrão também se mostrou estatisticamente diferente quando comparado ao ângulo COST, mas não para o ângulo CI.

A ANOVA three-way com medidas repetidas mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre os ângulos com $F(2, 175)$ e p -valor = 0,0132, diferenças significativas também foram encontradas tanto com relação a altura do brp com $F(1, 175)$ e p -valor = 0,0376, quanto para a presença ou não de apoio com $F(1, 175)$ e p -valor = 0,0380. Para identificar as diferenças entre os ângulos foi observado que o ângulo COST foi diferente estatisticamente de CI (p -valor = 0,028667) e TROC (p -valor = 0,028644). Não foi encontrada diferença significativa entre CI e TROC (p -valor = 0,9999).

O quadro a seguir apresenta o comportamento da força aplicada pelo executante no equipamento nas quatro configurações.

Quadro 6 – Comportamento da força aplicada pelos executantes no DexEL



A tabela abaixo mostra os valores médios da força aplicada no DexEL em cada configuração e nas três etapas de movimento (início meio e final).

Tabela 2. Valores de emgs dos músculos extensores de tronco nas configurações do DexEL

Músculos	Brp Alto		Brp Baixo	
	Com Apoio	Sem apoio	Com apoio	Sem apoio
Longuíssimo Porção Torácica	119,28 (± 23,04)	118,17 (± 65,03)	122,16 (± 46,74)	135,03 (± 25,80)
Eretor Lombar	9,25(± 5,89)	7,13 (± 3,92)	18,87 (± 2,73)	4,76 (± 4,38)

Valores expressos em média e desvio padrão; BRP: apoio das costas ; Com e sem apoio: com restrição e sem restrição da pelve

Os valores médios de força aplicada no DexEL por parte da amostra não foram significativamente diferentes para a ANOVA fatorial de medidas repetidas, ou seja, a presença de restrição de pelve (apoio), a altura do brp e a trajetória (início, meio e final), assim como a interação (trajetória x apoio x brp) não apresentaram valores de $p < 0,05$.

4. DISCUSSÃO

4.1. Análise da amplitude de movimentos no DexEL

Em se tratando de quantificar a amplitude de movimento em uma MTCR este trabalho se apresenta como inédito pois até onde foi possível pesquisar não foram encontrados estudos que relatassem o comportamento angular de diferentes segmentos do tronco em um movimento de extensão realizado em equipamento contra resistência.

Estudos que verificaram a cinemática da extensão da coluna quando em dispositivos de TCR tratam a coluna como um único segmento seja realizado em cadeira romana com regulagem (VAR) (CLARK et al., 2002; MAYER et al., 2002; PARK; YOO, 2014) seja realizado em máquinas (DA et al., 2009; DE RIDDER et al., 2015).

Os trabalhos realizados em máquinas em sua maioria utilizaram mecanismos de estabilização da pelve que também restringiam os movimentos de outros segmentos do tronco (Da et al., 2009; SMITH et al., 2011). O equipamento utilizado por Da et al (2009) foi elaborado para, além de assumir diferentes posições com os membros inferiores, poder limitar ou impedir movimentos de outros segmentos corporais como a região cervical e torácica, e para este estudo foi elaborado um dispositivo sólido que se ajustava a região anterior da pelve.

As condições supracitadas tornaram a cinemática apresentada nestes estudos diferentes da cinemática apresentada no DexEL. Porém tanto o equipamento de Da et al (2009) e de Smith et al (2011) tinham o eixo de movimento alinhado com o quadril, assim como o DexEL, e isto não foi suficiente para assegurar pelo menos uma amplitude total de movimento que equiparasse os resultados da tese com os achados destes autores. Um fator que pode ter contribuído para esta diferença foi não controlar a amplitude de movimento pois nesta pesquisa os sujeitos deveriam realizar o movimento seguindo um ritmo pré-estabelecido pelo metrônomo, sem se preocupar necessariamente com a angulação do movimento. Deixa-se claro aqui, que o ritmo de execução indicado foi decidido por ser fácil de ser seguido e que, de acordo com a experiência pessoal do pesquisador deste estudo é um padrão comum de execução em salas de musculação, pelo menos em MTCR de extensão de tronco.

Ressalta-se que Da et al (2009) mensuraram apenas a cinemática em L1 a qual é uma posição semelhante ao ângulo CI desta tese e os dois estudos mostraram que alterar a

configuração do equipamento seja com dispositivo sofisticado seja com um mais simples (DexEL) não alterou significativamente a amplitude de movimento deste segmento corporal.

Estes resultados mostram que para a região lombar (L1) a restrição da pelve parece não influenciar na cinemática desta região corporal.

A configuração dos dinamômetros dinâmicos por ser bastante restritiva no que diz respeito a movimentos de segmentos do tronco o que pode indicar que este deve ser o fator pelo qual são raros os estudos que verificam amplitudes de movimento nestes equipamentos.

STEELE et al (2014) estudaram a cinemática da região torácica (T12) em um dinamômetro dinâmico e verificaram que a variação de amplitude angular deste segmento corporal na máquina se correlaciona com variabilidade angular na marcha sugerindo falta de condicionamento nesta região e surgimento de lombalgia. Estes achados em certa maneira se ajustam aos resultados desta tese pois o local de exame cinemático de Steele et al (2014) é próximo ao usado no presente estudo, mostrando que mesmo com mecanismo de restrição da pelve existe uma variação na amplitude angular da região superior da coluna lombar.

Os resultados apresentados na cinemática da coluna vertebral durante o exercício de extensão de tronco no DexEl mostram que existe uma dificuldade em encontrar um padrão ideal de execução deste movimento em um equipamento de TCR. O que se pode resumir é que a princípio a configuração mecânica tanto do DexEl quanto as configurações dos dinamômetros dinâmicos usados em outros estudos se assemelham em um ponto: a localização do eixo de movimento do equipamento. O trabalho de Steele et al (2014) e os dados desta pesquisa reforçam os argumentos de Mannion et al (2001) que afirma ser pelo menos para pessoas com DL a medida da amplitude de movimento não é completamente confiável para avaliar algum tipo de incapacidade nesta população especificamente. Ainda segundo estes autores a menor confiabilidade dos métodos de mensuração do tronco nestas pessoas se deve entre outros fatores a utilização de instrumentos inadequados, pois eles são pobres em discriminar diferenças entre quem tem DL e quem não tem. Situação parecida com as mensurações de amplitude articular de tronco entre o DexEl e outros equipamentos.

Um outro ponto que pode ser levado em conta é que a amplitude de movimento do tronco poucas vezes é medida quando se usa um equipamento de fortalecimento isolado desta musculatura. Os estudos com dinamômetros dinâmicos (DA et al., 2009; GRAVES et al., 1994a; LARIVIERE et al., 2010; PLAMONDON et al., 2004; POLLOCK et al., 1989; SAN JUAN et al., 2005b; UDERMANN et al., 1999; WALSWORTH, 2004) em geral utilizam valores de amplitude articular pré-determinados apenas como parâmetros para detecção de

níveis de atividade muscular. Inclusive a amplitude padrão para o uso do equipamento mais comumente utilizado é de 72° de amplitude na extensão isolada da coluna lombar (GRAVES et al., 1994).

Esta medida é referência é padrão para este tipo de equipamento o qual possui mecanismos de regulagem específicos para que este ajuste seja obtido. Contudo a extensão de tronco em outros dispositivos mais acessíveis ao público, como por exemplo o DexEL, não são configurados para estas condições deixando a regulagem a critério do terapeuta ou professor de Educação física que irá utilizá-lo. Ressalta-se ainda que esta medida padronizada de movimento da região lombar é máxima e foi obtida com a pelve estabilizada (GRAVES et al., 1994b). Porém o que se pode observar na prática é que o aluno ou paciente dificilmente atingirá máxima amplitude durante este tipo de exercício, conforme mostram os resultados de amplitude no DexEL os quais em todas as quatro configurações mesmo com a velocidade de execução controlada a amplitude atingida pela amostra foi menor do a exigida nos trabalhos com dinamômetro isocinético.

Como o DexEl foi elaborado para reproduzir ao máximo as condições comuns dos equipamentos d extensão de trono com coluna de pesos, pode-se reparar que o ajuste de determinadas partes para a adequação ao corpo do executante não era ideal. A explicação deste inconveniente vem do mecanismo de ajuste do brp, o qual era feito por dispositivo com movimento angular. Este conjunto de ajustes dificultava a determinação da posição do brp do DexEL para a inclinação do tronco dos participantes da amostra. Este tipo de ajuste é comum não somente em MTCR para extensão de tronco, mas também para equipamentos destinados a outras partes do corpo. Informações baseadas em trabalhos que estudam a configuração de MTCR para e extensão de tronco não parecem ser observadas pelos fabricantes de equipamentos por exemplo, no que diz respeito a estabilização da pelve são encontrados dispositivos com mecanismos de restrição complexos, mas também são facilmente encontradas máquinas que não possuem nenhum mecanismo que estabilize a pelve (SAN JUAN et al., 2005).

4.2. Força aplicada no DexEL

Os valores da força aplicada na máquina não se alteraram de forma significativa entre as configurações estabelecidas, estes resultados não concordam com Pollock et al (1989) que mensurou o torque isométrico de uma MTCR e averiguou que o torque isométrico aumentava de acordo com a variação angular na posição no equipamento. Alguns fatores podem ajudar a explicar estas diferenças entre os achados, sendo o primeiro deles o objetivo principal de cada estudo. No caso do trabalho de Pollock et al (1989) o objetivo era validar um dinamômetro isocinético para a extensão lombar (MedEX), já o objetivo principal desta tese é a identificação da indução de cargas mecânicas durante o exercício em uma MTCR comum. Estas diferenças afetam pontos essenciais no desenho de estudo dos referidos manuscritos o que certamente afeta os resultados.

O estudo de Graves et al (1994b) tal como o de Pollock et al (1989) também apresentou resultado diferente do presente estudo. Um fator que pode ter contribuído para esta divergência seria a metodologia de mensuração aplicada entre as pesquisas, pois enquanto Graves et al (1994) mensuraram o torque isométrico em diversas angulações da extensão de tronco o presente texto viu a força aplicada no equipamento durante contrações concêntricas, ou seja, foram mensuradas grandezas diferentes entre os dois trabalhos e em condições diferentes.

Nos dois trabalhos referenciados nesta subseção utilizaram dinamômetros de alto custo, os quais como já abordado anteriormente não são encontrados em clínicas de reabilitação e academias de ginástica e segundo Mayer, Mooney e Dagenais (2008) devem ser estabelecidos modelos de intervenção comparando estes dispositivos de alto custo com máquinas comuns. Neste âmbito a presente pesquisa contribui com a investigação em uma MTCR comum.

DA SILVA et al. (2011) não encontraram diferenças na força isométrica em um dinamômetro isocinético comparando a extensão de tronco com e sem estabilização da pelve. Este trabalho obteve resultados que se aproximam do presente estudo no qual não foi observado diferenças significativas na força aplicada no DexEl independentemente da presença da restrição ou não do mesmo segmento corporal. Apesar destes autores recomendaram que a postura para a mensuração da força isométrica deva ser a mesma que eles utilizaram caso se queira obter resultados semelhantes, porém para o comportamento da

força aplicada no DexEL apesar de ser em condições dinâmicas este fato não pareceu influenciar o suficiente para gerar alterações significativas no comportamento pela amostra em MTCR.

A força e o torque isométrico são as principais grandezas cinéticas medidas entre os estudos que tratam de MTCR para a extensão de tronco (DA SILVA et al., 2011; GRAVES et al., 1994b; POLLOCK et al., 1989) Para acrescentar a esta constatação se soma o texto de Smith et al (2011) que de forma semelhante a Graves et al (1994) e a Pollock et al (1989) observou que o torque isométrico aumenta na medida em que angulação na posição de extensão também aumenta. Um ponto a ser levantado é que na constituição mecânica dos dispositivos usados nos estudos, conforme já relatado, o tipo de MTCR é de resistência mecânica variável, enquanto o DexEL é de resistência dinâmica constante. Como a força gerada pelos sujeitos no presente manuscrito decaiu na maioria das configurações do DexEL talvez esta conformação mecânica tenha influenciado de alguma forma. Pois foi perceptível que a partir de uma determinada angulação a massa do eixo do DexEL mesmo acrescida da massa de UBM de cada participante parecia ajudar na realização do movimento.

Outro ponto que se destaca é que a posição do apoio no DexEL não alterou a geração de forma neste equipamento ao contrário do que se esperava. Ao que parece para se alcançar maiores níveis de aplicação de força mudanças maiores na posição do brp devem ser estudadas. Observou-se também que embora não tenha sido mensurado, é razoável pensar em uma relação negativa entre o deslocamento angular no DexEL e a força aplicada no mesmo.

Notou-se ainda que a força realizada no DexEL não apresenta relação direta com a carga a ser levantada pelo tronco pois os valores da tabela 3 só representam os níveis de força gerado por todo o tronco dos sujeitos da amostra e como foi relatado na análise cinemática os três segmentos estudados (COST, CI e TROC) apresentaram rotações. Estes movimentos angulares parecem de alguma forma influenciar nos valores de força dos executantes mostrando que mesmo em diversas configurações este segmento do corpo deva ser considerado como um composto de segmentos menores cada um deles contribuindo para a geração do movimento.

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados da presente tese pode-se concluir que as VBEs apresentam variações nos seus comportamentos na medida em que é aplicada uma carga mecânica induzida sobre o segmento corporal a ser trabalhado. A mecanoindução exercida com o DexEl parece afetar a amplitude de segmentos corporais próximos ao eixo corporal diretamente envolvido. o mesmo acontece com a atividade elétrica dos músculos próximos ao eixo principal de movimento. Contudo em diferentes configurações de uma MTCR comum, não houve alteração no comportamento destas variáveis o que mostra que a estabilização da pelve por meio de mecanismos simples e a alteração do brp somente, somente não alteram o movimento e nem tampouco a resposta muscular.

Dentre os achados da presente pesquisa que observando os seguintes fatores: a maior amplitude de movimento do ponto de vista global em com o equipamento sem restrição e com o brp no ângulo inferior da escápula; o exercício no DexEl gerou deslocamento angular nos três segmentos do tronco estudados significando que em uma MTCR comum o tronco não é um eixo único; a geração de força no DexEl não se alterou significativamente o que indica que a configuração ideal talvez passe pela alteração do eixo de movimento desta MTCR passando do quadril para a altura das primeiras vértebras lombares e que uma configuração com resistência dinâmica variável possa permitir aos executantes gerarem valores de carga diferentes.

Por fim espera-se que pesquisas futuras mensurem o torque e a força dinâmica em MTCR semelhantes ao DexEl examinado mais músculos extensores do tronco, e que levem em consideração os diferentes eixos de movimento deste segmento corporal.

REFERÊNCIAS

- ABOODARDA, S. et al. Electromyographic activity and applied load during high intensity elastic resistance and nautilus machine exercises. **Journal of human kinetics**, v. 30, p. 5-12, 2011.
- ALLEGRI, M. et al. Mechanisms of low back pain: a guide for diagnosis and therapy. *F1000Research*, v. 5, 11 out. 2016.
- ALMEIDA, I. C. G. B. DE et al. Prevalência de dor lombar crônica na população da cidade de Salvador. 2008.
- ÁLVAREZ, C.; RAMÍREZ CAMPILLO, R. Effects of a low intensity strength training program on overweight/obese and premenopausal/menopausal women. / Efeitos do treinamento de força de baixa intensidade em mulheres com sobrepeso/obesidade e pré-menopausa/menopausa. *Brazilian Journal of Kineanthropometry & Human Performance*, v. 15, n. 4, p. 427–436, jul. 2013.
- ARIKAWA, A. Y.; O'DOUGHERTY, M.; SCHMITZ, K. H. Adherence to a Strength Training Intervention in Adult Women. *Journal of Physical Activity & Health*, v. 8, n. 1, p. 111–118, jan. 2011.
- BALAGUIER, R. et al. Trunk kinematics and low back pain during pruning among vineyard workers—A field study at the Chateau Larose-Trintaudon. *PLoS ONE*, v. 12, n. 4, 6 abr. 2017.
- BARON, R. et al. Neuropathic low back pain in clinical practice. *European Journal of Pain* (London, England), v. 20, n. 6, p. 861–873, jul. 2016.
- BATISTA, L. A. Plano de trabalho – PROCIÊNCIA. UERJ.2017
- BENEKA, A. et al. Resistance training effects on muscular strength of elderly are related to intensity and gender. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 8, n. 3, p. 274–283, ago. 2005.
- BORRÀS, P. A.; VIDAL-CONTI, J.; PALOU, P. High Intensity Strength Training in Overweight Adults in the Workplace: A Pilot Study. *Journal of Physical Education & Health Social Perspective*, v. 5, n. 7, p. 35–42, jan. 2016.
- BOUCHER, J.-A. et al. Trunk postural adjustments: Medium-term reliability and correlation with changes of clinical outcomes following an 8-week lumbar stabilization exercise program. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 41, p. 66–76, 1 ago. 2018.
- BISCARINI, A. Minimization of the knee shear joint load in leg-extension equipment. *Medical engineering & physics*, v. 30, n. 8, p. 1032-1041, 2008.
- CADORE, E. L.; SILVEIRA PINTO, R.; MARTINS KRUEL, L. F. Adaptações neuromusculares ao treinamento de força e concorrente em homens idosos. / Neuromuscular

adaptations to strength and concurrent training in elderly men. *Brazilian Journal of Kineanthropometry & Human Performance*, v. 14, n. 4, p. 483–495, jul. 2012.

CACCHIO, Angelo et al. Effects of 8-week strength training with two models of chest press machines on muscular activity pattern and strength. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 4, p. 618-627, 2008.

CAMPOS, G. E. et al. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *European journal of applied physiology*, v. 88, n. 1-2, p. 50-60, 2002.

CASSER, H.-R.; SEDDIGH, S.; RAUSCHMANN, M. Acute Lumbar Back Pain. *Deutsches Ärzteblatt International*, v. 113, n. 13, p. 223–234, abr. 2016.

CLARK, B. C. et al. Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 83, n. 11, p. 1547–1552, nov. 2002.

COOREVITS, P. et al. Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008 ISEK Congress Keynote Lecture. v. 18, n. 6, p. 997–1005, 1 dez. 2008.

CORRÊA NETO, V. G. et al. HIPOTENSÃO PÓS - TREINAMENTO DE FORÇA REALIZADO EM SESSÕES COM DIFERENTES INTENSIDADES. / Hypotension post strength training sessions performed at different intensities. *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*, v. 11, p. 912–919, 3 jan. 2017.

COUTTS, A. J.; MURPHY, A. J.; DASCOMBE, B. J. The effect of direct supervision on a strength coach on measures of muscular strength and power in young rugby league players. *Journal of strength and conditioning research*, 2003.

CRAM, J. R. *Cram's introduction to surface electromyography*. [s.l.] Jones & Bartlett Learning, 2011.

CUESTA-VARGAS, A. et al. The mechanical and inflammatory low back pain (MIL) index: development and validation. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 15, p. 12, 9 jan. 2014.

CURADO, M. A. S.; TELES, J.; MARÔCO, J. Analysis of variables that are not directly observable: influence on decision-making during the research process. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, v. 48, n. 1, p. 146–152, fev. 2014.

DALLEAU, Georges et al. The influence of variable resistance moment arm on knee extensor performance. *Journal of sports sciences*, v. 28, n. 6, p. 657-665, 2010.

DA, R. S. et al. Pelvic stabilization and semisitting position increase the specificity of back exercises. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 41, n. 2, p. 435–443, fev. 2009.

- DA SILVA, E. M. et al. Analysis of muscle activation during different leg press exercises at submaximum effort levels. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 22, n. 4, p. 1059-1065, 2008.
- DA SILVA, R. A. et al. Do pelvic stabilization and lower-limb position affect isometric trunk extension strength? *Isokinetics and Exercise Science*, v. 19, n. 3, p. 175–179, 2011.
- DANTAS, E. H. A prática da preparação física. In: *A prática da preparação física*. [s.l.: s.n.].
- DE OLIVEIRA LUZ, L. G.; NETO, G. DE A. M.; FARINATTI, P. DE T. V. Validity of the physical activity readiness questionnaire (par-q) in elder subjects. *Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance*, v. 9, n. 4, p. 366–371, 2007.
- DE RIDDER, E. et al. Trunk extension exercises: How is trunk extensor muscle recruitment related to the exercise dosage? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 25, n. 4, p. 681–688, ago. 2015.
- DEYO, R. A. et al. Report of the NIH Task Force on Research Standards for Chronic Low Back Pain. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork*, v. 8, n. 3, p. 16–33, 1 set. 2015.
- DICKX, N. et al. Magnetic Resonance Imaging and Electromyography to Measure Lumbar Back Muscle Activity. [Miscellaneous Article]. *Spine*, v. 35, n. 17, ago. 2010.
- EL BARZOUHI, A. et al. Influence of Low Back Pain and Prognostic Value of MRI in Sciatica Patients in Relation to Back Pain. *PLoS ONE*, v. 9, n. 3, 17 mar. 2014.
- ELLIOTT, A. C.; WOODWARD, W. A. *Statistical analysis quick reference guidebook: With SPSS examples*. [s.l.] Sage, 2007.
- FISHER, J. et al. Evidence-Based Resistance Training Recommendations. *Medicina Sportiva*, v. 15, n. 3, p. 147–162, 1 set. 2011.
- FISHER, J.; STEELE, J.; SMITH, D. Evidence-based resistance training recommendations for muscular hypertrophy. *Med Sport*, v. 17, n. 4, p. 217–235, 2013.
- FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. *Designing resistance training programs*. Fourth edition ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2014.
- FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. *Fundamentos do treinamento de força muscular*. [s.l.] Artmed Editora, 2017.
- FLOYD, L.; OTTE, A.; MAYHEW, J. L. Comparison of 1-RM Bench Press Performance between Free Weights and Machine Weights. *Missouri Journal of Health, Physical Education, Recreation & Dance*, v. 19, 2009.
- FOLLAND, J.; MORRIS, B. Variable-cam resistance training machines: Do they match the angle–torque relationship in humans?. *Journal of sports sciences*, v. 26, n. 2, p. 163-169, 2008.

GALVÃO, D. A.; TAAFFE, D. R. Resistance Exercise Dosage in Older Adults: Single-Versus Multiset Effects on Physical Performance and Body Composition. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 53, n. 12, p. 2090–2097, 2005.

GHASEMI, A.; ZAHEDIASL, S. Normality Tests for Statistical Analysis: A Guide for Non-Statisticians. *International Journal of Endocrinology and Metabolism*, v. 10, n. 2, p. 486–489, 2012.

GOSWAMI, S. et al. Load Handling and Repetitive Movements Are Associated with Chronic Low Back Pain among Jute Mill Workers in India. *Pain Research and Treatment*, v. 2016, 2016.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S. Cost–Benefit of Muscle Cocontraction in Protecting Against Spinal Instability. *Spine*, v. 25, n. 11, p. 1398, 1 jun. 2000.

GRANATA, K. P.; ORISHIMO, K. F. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*, v. 34, n. 9, p. 1117–1123, 1 set. 2001.

GRAVES, J. E. et al. Pelvic stabilization during resistance training: its effect on the development of lumbar extension strength. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 75, n. 2, p. 210–215, 1994a.

GRAVES, J. E. et al. Pelvic stabilization during resistance training: its effect on the development of lumbar extension strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 75, n. 2, p. 210–215, fev. 1994b.

HALL, S. J. *Biomecânica Básica*. Edição: 7a ed. [s.l.] Guanabara Koogan, 2016.

HILL, M. M.; ANDREW HILL. *Investigação por questionário*. 1. ed. Portugal: SILABO, 2000.

HOY, D. et al. The Epidemiology of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, v. 24, n. 6, p. 769–781, dez. 2010.

HUSSAIN, S. M. et al. Fat mass and fat distribution are associated with low back pain intensity and disability: results from a cohort study. *Arthritis Research & Therapy*, v. 19, 2017.

IMAMURA, S. T.; KAZIYAMA, H. H. S.; IMAMURA, M. Lumbalgia. *Revista de Medicina*, v. 80, n. spe2, p. 375–390, 20 dez. 2001.

JAAKSON, E.; MÄESTU, J. The Impact of Low Intensity Specific and Nonspecific Strength-Endurance Training on Submaximal Work Capacity in Trained Male Rowers. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*, v. 18, p. 47–55, dez. 2012.

JAKICIC, J. M. et al. Appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2001.

JULIOUS, S. A. Sample size of 12 per group rule of thumb for a pilot study. *Pharmaceutical Statistics*, v. 4, n. 4, p. 287–291, out. 2005.

KANEGUSUKU, H. et al. High-Intensity Progressive Resistance Training Increases Strength With No Change in Cardiovascular Function and Autonomic Neural Regulation in Older Adults. *Journal of Aging & Physical Activity*, v. 23, n. 3, p. 339–345, jul. 2015.

KANKAANPÄÄ, M. et al. Back extensor muscle oxygenation and fatigability in healthy subjects and low back pain patients during dynamic back extension exertion. *Pathophysiology*, v. 12, n. 4, p. 267–273, dez. 2005.

KARATAS, M. et al. Trunk Muscle Strength in Relation to Balance and Functional Disability in Unihemispheric Stroke Patients: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 83, n. 2, p. 81–87, fev. 2004.

KAWAMORI, N.; HAFF, G. G. The optimal training load for the development of muscular power. *Journal of Strength and Conditioning research*, v. 18, n. 3, p. 675–684, 2004.

KEMMLER, W. K. et al. Effects of single-vs. multiple-set resistance training on maximum strength and body composition in trained postmenopausal women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 18, n. 4, p. 689–694, 2004.

KONG, P. W.; VAN HASELEN, J. Revisiting the influence of hip and knee angles on quadriceps excitation measured by surface electromyography. *International SportMed Journal*, v. 11, n. 2, p. 313–323, 2010.

KNUDSON, D. V. Qualitative diagnosis of human movement: improving performance in sport and exercise. [s.l.] *Human kinetics*, 2013.

KRAEMER, W. J. et al. Changes in muscle hypertrophy in women with periodized resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 36, n. 4, p. 697–708, 2004.

KRAEMER, William J. et al. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 34, n. 2, p. 364–380, 2002.

KREIGHBAUM, E.; BARTHEL, K. M. *Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement*. [s.l.] Allyn and Bacon Boston, MA, 1996.

LANGFORD, George A. et al. Specificity of machine, barbell, and water-filled log bench press resistance training on measures of strength. *Journal of strength and conditioning research*, v. 21, n. 4, p. 1061, 2007.

LARIVIERE, C. et al. Specificity of a Back Muscle Exercise Machine in Healthy and Low Back Pain Subjects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 42, n. 3, p. 592–599, mar. 2010.

LEE, Y.; HOOZEMANS, M. J. M.; DIËËN, J. H. V. Control of trunk motion following sudden stop perturbations during cart pushing. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 1, p. 121–127, 4 jan. 2011.

LEGGETT, S. et al. Restorative exercise for clinical low back pain: A prospective two-center study with 1-year follow-up. *Spine*, v. 24, n. 9, p. 889–898, 1999.

LENNON, Emma; MATHIS, Elli; RATERMANN, Anne. Comparison of strength changes following resistance training using free weights and machine weights. *Missouri Journal of Health, Physical Education, Recreation and Dance*, v. 9, 2010.

LIZIER, D. T.; PEREZ, M. V.; SAKATA, R. K. Exercícios para tratamento de lombalgia inespecífica. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, 2012.

LU, Y. et al. Non-Operative Management for Discogenic Back Pain: A Systematic Review. *Spine*, v. 39, n. 16, p. 1314–1324, 15 jul. 2014.

MCCAW, Steven T.; FRIDAY, Jeffrey J. A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *J Strength Cond Res*, v. 8, n. 4, p. 259-64, 1994.

MANGINE, G. et al. Resistance training intensity and volume affect changes in rate of force development in resistance-trained men. *European Journal of Applied Physiology*, v. 116, n. 11/12, p. 2367–2374, dez. 2016.

MANNION, A. F. et al. Active Therapy for Chronic Low Back Pain: Part 3. Factors Influencing Self-Rated Disability and Its Change Following Therapy. *Spine*, v. 26, n. 8, p. 920–929, abr. 2001.

MARRAS, W. S. Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics*, v. 43, n. 7, p. 880–902, 2000.

MAYER, J. M. et al. Electromyographic activity of the trunk extensor muscles: Effect of varying hip position and lumbar posture during Roman chair exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 83, n. 11, p. 1543–1546, nov. 2002.

MAYER, J.; MOONEY, V.; DAGENAIS, S. Evidence-informed management of chronic low back pain with lumbar extensor strengthening exercises. *The Spine Journal*, v. 8, n. 1, p. 96–113, jan. 2008a.

MELCHIORRI, G.; RAINOLDI, A. Muscle fatigue induced by two different resistances: Elastic tubing versus weight machines. *Journal of electromyography and kinesiology*, v. 21, n. 6, p. 954-959, 2011.

MENACHO, M. O. et al. Electromyographic Effect of Mat Pilates Exercise on the Back Muscle Activity of Healthy Adult Females. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 33, n. 9, p. 672–678, nov. 2010.

MENZ, H. B. et al. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology (Oxford, England)*, v. 52, n. 12, p. 2275–2282, dez. 2013.

MEUCCI, R. D. et al. Increase of chronic low back pain prevalence in a medium-sized city of southern Brazil. *BMC musculoskeletal disorders*, v. 14, n. 1, p. 155, 2013.

NOVAES, J. S. Personal training e condicionamento físico em academia. [s.l.] Shape, 2003.

- PARK, S.; YOO, W. Effects of hand and knee positions on muscular activity during trunk extension exercise with the Roman chair. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 24, n. 6, p. 972–976, dez. 2014.
- PATEL, V. B.; WASSERMAN, R.; IMANI, F. Interventional Therapies for Chronic Low Back Pain: A Focused Review (Efficacy and Outcomes). *Anesthesiology and Pain Medicine*, v. 5, n. 4, 22 ago. 2015.
- PENG, B.-G. Pathophysiology, diagnosis, and treatment of discogenic low back pain. *World Journal of Orthopedics*, v. 4, n. 2, p. 42–52, 18 abr. 2013.
- PENG, H.; KERNOZEK, T. W.; SONG, C. Muscle activation of vastus medialis obliquus and vastus lateralis during a dynamic leg press exercise with and without isometric hip adduction. *Physical Therapy in Sport*, v. 14, n. 1, p. 44-49, 2013.
- PERERA, R. S. et al. Associations between disc space narrowing, anterior osteophytes and disability in chronic mechanical low back pain: a cross sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 18, 15 maio 2017.
- PLOUTZ-SNYDER, L. L.; GIAMIS, E. L. Orientation and familiarization to 1RM strength testing in old and young women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 15, n. 4, p. 519-523, 2001.
- PIZZIMENTI, M. A. Mechanical analysis of the Nautilus leg curl machine. *Canadian journal of sport sciences= Journal canadien des sciences du sport*, v. 17, n. 1, p. 41-48, 1992.
- PLAMONDON, A. et al. Back muscle fatigue during intermittent prone back extension exercise. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 14, n. 4, p. 221–230, 2004.
- POLLOCK, M. L. et al. Effect of resistance training on lumbar extension strength. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 17, n. 5, p. 624–629, out. 1989.
- POPE, M. H.; GOH, K. L.; MAGNUSSON, M. L. Spine Ergonomics. *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 4, n. 1, p. 49–68, ago. 2002.
- PORTUGAL, E. M. M. et al. Affective Responses to Prescribed and Self-Selected Strength Training Intensities. *Perceptual & Motor Skills*, v. 121, n. 2, p. 465–481, out. 2015.
- RADAELLI, A. et al. Physical training enhances sympathetic and parasympathetic control of heart rate and peripheral vessels in chronic heart failure. *Clinical Science*.1996.
- RAJ, P. P. Intervertebral Disc: Anatomy-Physiology-Pathophysiology-Treatment. *Pain Practice*, v. 8, n. 1, p. 18–44, jan. 2008.
- RATAMESS, N. A. et al. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 41, n. 3, p. 687–708, mar. 2009.
- RHEE, T. G. et al. Complementary and Integrative Healthcare for Patients with Mechanical Low Back Pain in a U.S. Hospital Setting. *Complementary therapies in medicine*, v. 24, p. 7–12, fev. 2016.

ROBERTSON (ED.). Research methods in biomechanics. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004.

RODRIGUES, M. F. et al. Psychometric Properties and Cross-Cultural Adaptation of the Brazilian Quebec Back Pain Disability Scale Questionnaire: *Spine*, v. 34, n. 13, p. E459–E464, jun. 2009.

ROUSSEL, N. et al. Reliability of the Assessment of Lumbar Range of Motion and Maximal Isometric Strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 87, n. 4, p. 576–582, abr. 2006.

SAMARTZIS, D. et al. Disk Degeneration and Low Back Pain: Are They Fat-Related Conditions? *Global Spine Journal*, v. 3, n. 3, p. 133–144, jun. 2013.

SAN JUAN, J. G. et al. Effects of Pelvic Stabilization on Lumbar Muscle Activity During Dynamic Exercise. *Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 19, n. 4, p. 903–907, nov. 2005.

SCHINKEL-IVY, A.; DRAKE, J. D. M. Sequencing of superficial trunk muscle activation during range-of-motion tasks. *Human Movement Science*, v. 43, p. 67–77, 1 out. 2015.

SFORZO, Gary A.; TOUEY, Paul R. Manipulating exercise order affects muscular performance during a resistance exercise training session. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 10, n. 1, p. 20-24, 1996.

SHOJAEI, I. et al. Comparison of Lumbo-Pelvic Kinematics during Trunk Forward Bending and Backward Return between Patients with Acute Low Back Pain and Asymptomatic Controls. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 41, p. 66–71, jan. 2017.

SIGNORILE, J. E.; ZINK, A. J.; SZWED, S. P. A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 16, n. 4, p. 539-546, 2002.

SILVA, M. C. DA; FASSA, A. G.; VALLE, N. C. J. Dor lombar crônica em uma população adulta do Sul do Brasil: prevalência e fatores associados. *Cadernos de Saúde Pública*, v. 20, p. 377–385, abr. 2004.

SIMÃO, R. et al. Influence of exercise order on the number of repetitions performed and perceived exertion during resistance exercise in women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 21, n. 1, p. 23-28, 2007.

SIMÃO, R., P.T.V. FARINATTI, M.D. POLITO, A.S. MAIOR, AND S.J. FLECK. Influence of exercise order on the number of repetitions performed and perceived during resistive exercises. *J. Strength Cond. Res.* 19:152–156. 2005.

SIMÃO, Roberto et al. Influência da manipulação na ordem dos exercícios de força em mulheres treinadas sobre o número de repetições e percepção de esforço. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*, v. 7, n. 2, p. 53-61, 2002.

SLIJPER, H.; LATASH, M. L.; MORDKOFF, J. T. Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Research*, v. 924, n. 2, p. 184–197, jan. 2002.

SMITH, D. et al. The effect of lumbar extension training with and without pelvic stabilization on lumbar strength and low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, v. 24, n. 4, p. 241–249, 1 dez. 2011.

SOPAJAREEYA, C. et al. Prevalence and risk factors of low back pain among nurses in a Thai public hospital. 2009.

STEELE, J. et al. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. *Clinical Biomechanics*, v. 29, n. 10, p. 1131–1138, dez. 2014.

STEVENS, V. K. et al. The effect of increasing resistance on trunk muscle activity during extension and flexion exercises on training devices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 3, p. 434–445, jun. 2008.

STOJANOVIĆ, M. D. et al. Benefits of Strength Training for Elderly Women. / Dobrobiti Treninga Snage Za Žene Treće Životne Dobi. *Sports Science & Health / Sportske Nauke i Zdravlje*, v. 7, n. 2, p. 77–86, dez. 2017.

SUNDSTRUP, Emil et al. Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. *International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 7, n. 4, p. 372, 2012.

SUNG, W. et al. Trunk Motor Control Deficits in Acute and Subacute Low Back Pain are Not Associated with Pain or Fear of Movement. *The spine journal: official journal of the North American Spine Society*, v. 15, n. 8, p. 1772–1782, 1 ago. 2015.

TAIMELA, S. M. et al. The Role of Physical Exercise and Inactivity in Pain Recurrence and Absenteeism From Work After Active Outpatient Rehabilitation for Recurrent or Chronic Low Back Pain: A Follow-Up Study. [Miscellaneous Article]. *Spine*, v. 25, n. 14, p. 1809–1816, jul. 2000.

TAXTER, A. J.; CHAUVIN, N. A.; WEISS, P. F. Diagnosis and Treatment of Low Back Pain in the Pediatric Population. *The Physician and sportsmedicine*, v. 42, n. 1, p. 94–104, fev. 2014.

THODE, H. C. J. *Testing for normality* New York. [s.l.] Marcel Dekker, 2002.

TRAPPE, S. et al. Resistance training improves single muscle fiber contractile function in older women. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, v. 281, n. 2, p. C398–C406, 2001.

TSAO, H. et al. Motor Training of the Lumbar Paraspinal Muscles Induces Immediate Changes in Motor Coordination in Patients With Recurrent Low Back Pain. *The Journal of Pain*, v. 11, n. 11, p. 1120–1128, 1 nov. 2010.

- UDERMANN, B. E. et al. Pelvic restraint effect on lumbar gluteal and hamstring muscle electromyographic activation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 80, n. 4, p. 428–431, 1999.
- UCHIDA, M. C. et al. Alteração da relação testosterona: cortisol induzida pelo treinamento de força em mulheres. *Rev Bras Med Esporte*, v. 10, n. 3, p. 165-8, 2004.
- VAN BELLE, G. *Statistical rules of thumb*. [s.l.] John Wiley & Sons, 2011. v. 699
- VARDEH, D.; MANNION, R. J.; WOOLF, C. J. Towards a mechanism-based approach to pain diagnosis. *The journal of pain : official journal of the American Pain Society*, v. 17, n. 9 Suppl, p. T50–T69, set. 2016.
- VERA-GARCIA, F. J. et al. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics*, v. 21, n. 5, p. 443–455, jun. 2006.
- WALKER, S. et al. Kinetic and electromyographic analysis of single repetition constant and variable resistance leg press actions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 21, n. 2, p. 262-269, 2011.
- WALSWORTH, M. Lumbar paraspinal electromyographic activity during trunk extension exercises on two types of exercise machines. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v. 44, n. 4, p. 201–207, jun. 2004.
- WÁNG, Y. X. J.; WÁNG, J.-Q.; KÁPLÁR, Z. Increased low back pain prevalence in females than in males after menopause age: evidence based on synthetic literature review. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, v. 6, n. 2, p. 199–206, abr. 2016.
- WONG, A. Y.; KARPPINEN, J.; SAMARTZIS, D. Low back pain in older adults: risk factors, management options and future directions. *Scoliosis and Spinal Disorders*, v. 12, 18 abr. 2017.
- YANG, H. et al. Low Back Pain Prevalence and Related Workplace Psychosocial Risk Factors: A Study Using Data From the 2010 National Health Interview Survey. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, v. 39, n. 7, p. 459–472, set. 2016.

ANEXO A - Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de cargas no treinamento contra resistência com máquinas

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O aluno de doutorado Sergio Medeiros Pinto registrado no Conselho Regional de Educação Física, nº **00591/1**, pertencente ao Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas da UERJ, vem por meio desta convidá-lo a participar da pesquisa intitulada *Estudo do comportamento das variáveis biomecânicas na indução de cargas no treinamento contra resistência com máquinas*, na condição de voluntário.

As informações sobre o modo de operação das máquinas utilizadas no treinamento contra resistência para a região lombar são importantes porque poderão auxiliar na utilização prática dos equipamentos, tornando possível o controle da carga e fazendo mais seguro e eficiente a utilização deste tipo de treinamento. Além dos possíveis impactos sobre os aspectos operacionais o conhecimento produzido também poderá ser usado na projeção e construção de equipamento com melhor configuração mecânica e Biomecânica.

No decorrer deste trabalho iremos coletar dados por meio de medidas dos movimentos corporais e dos fatores a eles relacionados. Filmaremos imagens enquanto as pessoas realizam movimentos corporais, mediremos as velocidades e deslocamentos e registraremos a atividade muscular. Para fazer isto serão utilizados equipamentos como máquinas de filmar e medidores de atividade muscular.

Nenhum instrumento usado provoca qualquer tipo de agressão ao organismo dos participantes. Apenas fazem os registros enquanto a pessoa realiza movimentos corporais comumente usados nos equipamentos de treinamento contra resistência para região lombar. Não há, portanto, riscos associados à realização das coletas de dados.

O trabalho de investigação será realizado por pessoal treinado e acompanhado por pessoas competentes no assunto, os quais estarão disponíveis para prestar qualquer esclarecimento relativo ao estudo. A coleta de dados será realizada no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LABICOM-IEFD/UERJ) situado no ginásio poliesportivo da UERJ (campus Maracanã). Os exercícios serão realizados em um único dia, acontecendo em conjunto com a coleta dos dados e a duração da coleta será de aproximadamente 1 hora. Os exercícios que o participante executará serão a cadeira romana e a extensão de tronco sentado (ambos os equipamentos são comuns em salas de musculação). As cargas serão determinadas pelo próprio participante (por meio da escala subjetiva de esforço – escala de BORG). Será ensinado não somente a execução dos exercícios como também a utilização da escala de BORG para a familiarização com os exercícios e aquecimento para o participante. Em caso de ausência no dia da coleta de dados poderá ser feita uma nova remarcação de data sem qualquer prejuízo para os participantes bastando apenas ligar para o **LABICOM (2332-4592)** ou para o pesquisador responsável Sergio Medeiros Pinto (**9131-5999**). Estes dois números de telefone estarão disponíveis para qualquer esclarecimento em relação a presente pesquisa.

A sua participação será voluntária não podendo ser imposta por força de autoridade superior ou obtida pela troca de qualquer tipo de benefício, direto ou indireto. Você tem o direito de recusar-se a participar a qualquer momento assim como retira o consentimento para o uso de seus dados sem nenhum prejuízo de suas atividades que porventura esteja realizando.

O presente estudo é de cunho científico não possuindo o participante, nenhuma vantagem ou prejuízo. Os resultados serão mantidos em sigilo quanto à identificação dos participantes. Eles serão divulgados em periódicos e eventos científicos, não tendo fins comerciais e estarão à disposição dos participantes a qualquer momento.

Grato pela atenção.

CONSENTIMENTO

Eu, _____, declaro que me foi explicado a finalidade do estudo, entendi o mesmo e estou participando voluntariamente do estudo de acordo com as normas estabelecidas. Autorizo a utilização dos dados para fins científicos. Declaro também que este consentimento se dá de forma voluntária, por livre e espontânea vontade, não tendo recebido o que tenha sido prometida qualquer tipo de compensação.

_____ Data: __/__/____

Nome por extenso

_____ Data: __/__/____

Sergio Medeiros Pinto (Pesquisador responsável)

CREF 00591/1

ANEXO B – Termo de cessão de sinal nominativo e outra avenças



UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO
SUB-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
DEPARTAMENTO DE INOVAÇÃO



TERMO DE CESSÃO DE SINAL NOMINATIVO E OUTRAS AVENÇAS

SERGIO MEDEIROS PINTO, brasileiro, união estável, professor, identidade nº 09245550-0, CPF nº 026.272.267-46, domiciliado nesta Cidade, residente na Rua Gal. Rodrigues, nº 31, apto. 106, CEP 20950-110 – Rocha, **LUIZ ALBERTO BATISTA**, brasileiro, separado judicialmente, professor, identidade nº 04989869-5, IFP, CPF nº 562.601.807-72, domiciliado nesta Cidade, residente na Avenida Glaucio Gil, nº 420, apto. 202, CEP 22795-172 – Recreio dos Bandeirantes, e **IGOR DA SILVEIRA CARVALHO**, brasileiro, casado, fisioterapeuta, identidade nº 130107721-5, DICRJ, CPF nº 097.262.237-33, domiciliado nesta Cidade, residente na Estrada Int. Magalhães, nº 295, CA 11, CEP 21341-331 – Madureira, denominados **CEDENTES**, e **UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO – UERJ**, CNPJ nº 33.540.014/0001-57, com sede nesta Cidade, situada na Rua São Francisco Xavier, nº 524, CEP 20550-013 – Maracanã, denominada **CESSIONÁRIA**, pelo presente instrumento particular os **CEDENTES** cedem a titularidade de direitos, títulos e interesses sobre o Sinal Nominativo “DEXEL” para a **CESSIONÁRIA**, que efetuará o pedido de registro do Sinal Nominativo “DEXEL” no Instituto Nacional da Propriedade Industrial – INPI. Os **CEDENTES** estão cientes que a **CESSIONÁRIA** poderá exercer todos os direitos patrimoniais a ele relativos, na forma da Lei nº 9.610, de 19/02/98, da Lei nº 9.279, de 15/05/96 e demais legislações correlatas. Os **CEDENTES** estão ciente que, ocorridas modificações no Sinal Nominativo “DEXEL”, não poderão reclamar autoria em relação a qualquer parte modificada, bem como, quaisquer direitos ou reivindicações patrimoniais que porventura a **CESSIONÁRIA** vier a obter, nem será devido qualquer pagamento por exploração e aperfeiçoamentos posteriores realizada pela **CESSIONÁRIA** ou terceiros autorizados pela **CESSIONÁRIA**, respeitando os limites estabelecidos pelo Decreto nº 2.553, de 16 de abril de 1998, e a Deliberação da Reitoria nº 057, de 19 de dezembro de 2003, que regulamentam os direitos e obrigações relativos à propriedade industrial. Os **CEDENTES** confirmam que a referida obra decorreu de sua criação intelectual, atendendo assim aos critérios de originalidade e novidade, conforme exigidos pelas Leis da Propriedade Intelectual. Os **CEDENTES** conferem pleno consentimento a autorização para que seja concedido em nome da **CESSIONÁRIA** o título correspondente, a ser requerido no Brasil ou no exterior, reivindicando ou não a prioridade do pedido brasileiro. Por ser esta a expressão da vontade dos **CEDENTES** e **CESSIONÁRIA**, este assinam o presente documento em 2 (duas vias) de igual teor e forma. Rio de Janeiro, 18 de outubro de 2018.

CEDENTES	
CESSIONÁRIA – Reitor da UERJ – RUY GARCIA MARQUES	
Testemunha: Gerente do Escritório de Propriedade Intelectual da INOVUERJ – ALLEN DOS SANTOS PINTO DA SILVA FILHO (Pesquisador Bolsista)	Testemunha:

ANEXO C - Modelo do SisCaER (Sistema de Caracterização Exercícios Resistidos)

CAT	ITENS	CARACTERÍSTICAS	OBSERVAÇÃO
QUALIFICAÇÃO	Nome:	Extensão Lombar	Genérico
	Implemento	Máquina	
	Origem	Conhecimento Popular	
	Efeitos esperados	Resposta de músculo da região lombar	
RESISTÊNCIA	Efeitos Colaterais	Lombalgia, Tendinites, Hérnia de disco	Confirmar
	Gerador	Coluna de placas de ferro	
	Tipo:	Gravitacional	
	Provimento	Indireto	
TRANSFERÊNCIA	Meio	Máquina	
	Forma:	Polias, alavancas (físicas e anatômicas), tecidos biológicos	
	LC:	Desconhecida	Identificar e descrever
	Efeito nos Lcs:	Desconhecida	Identificar e descrever
	Aplic. Do estímulo	Perpendicular ao segmento mobilizado	Identificar e descrever
BIOLÓGICO	EAES	Complexos articulares: quadril, intervertebrais lombares e torácicas.; Músculos: quadris – notadamente extensores Lombares: extensores e rotadores	Confirmar
	IRC	Desconhecido	Identificar e descrever
	Cargas em LC	Desconhecido	Identificar e descrever
	Resposta em LC	Desconhecido	Identificar e descrever
Locus de carga, EAES: elementos anatômicos envolvidos; IRC: intensidade relativa de carga. * Informação de sensu comum; # informação não encontrada			