



Universidade Federal de Santa Catarina
Programa de Pós-Graduação em Educação Física

Luciano Panosso da Silva

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DO EXERCÍCIO “PUXADA ALTA” UTILIZANDO
DOIS DIFERENTES APARELHOS DE MUSCULAÇÃO: APARELHO
ARTICULADO VS APARELHO DE POLIA FIXA**

Dissertação de Mestrado

Florianópolis - SC

2008

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DO EXERCÍCIO “PUXADA ALTA” UTILIZANDO
DOIS DIFERENTES APARELHOS DE MUSCULAÇÃO: APARELHO
ARTICULADO VS APARELHO DE POLIA FIXA**

por

Luciano Panosso da Silva

Orientador

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Educação Física
da Universidade Federal de Santa Catarina,
na Subárea de Cineantropometria e Desempenho Humano,
como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Educação Física.

Agosto, 2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA - MESTRADO

A Dissertação: **ANÁLISE BIOMECÂNICA DO EXERCÍCIO “PUXADA ALTA”
UTILIZANDO DOIS DIFERENTES APARELHOS DE MUSCULAÇÃO: APARELHO
ARTICULADO VS APARELHO DE POLIA FIXA**

Elaborada por **Luciano Panosso da Silva**

e aprovada por todos os membros da Banca Examinadora, foi aceita pelo Programa de Pós-Graduação em Educação Física da UFSC e homologada pelo Colegiado do Mestrado, como requisito parcial à obtenção do título de

Mestre em Educação Física
Área de concentração: Cineantropometria e Desempenho Humano

Florianópolis/SC, 29 de agosto de 2008.

Prof. Dr. Luiz Guilherme Antonacci Gugleilmo
Coordenador do Programa de Pós-graduação em Educação Física

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro - UFSC
Presidente/Orientador

Prof. Dr. Ivon Chagas da Rocha Junior - UFSM
Membro externo

Prof. Dr. John Peter Nasser - UFSC
Membro local

Profa. Dra. Saray Giovana dos Santos - UFSC
Membro Suplente

RESUMO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DO EXERCÍCIO “PUXADA ALTA” UTILIZANDO DOIS DIFERENTES APARELHOS DE MUSCULAÇÃO: APARELHO ARTICULADO VS APARELHO DE POLIA FIXA

Autor: Luciano Panosso da Silva

Orientador: Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro

A musculação, nome popular para o treinamento resistido com pesos, é hoje uma das formas mais conhecidas de exercício e um dos ofícios que mais emprega Profissionais de Educação Física no Brasil. No entanto, a literatura aponta que existem poucos estudos que relacionam a interação homem/máquina dos aparelhos de musculação com seus usuários. Assim, o objetivo deste estudo foi analisar as características biomecânicas (ativação muscular, ângulos articulares e resistência externa) durante a realização do exercício “Puxada Alta” utilizando dois distintos aparelhos de musculação (aparelho articulado e aparelho de polia fixa). Para a análise da resistência externa que cada aparelho proporciona, foi utilizado um dinamômetro do tipo “célula de carga”. Para verificar a atividade muscular frente às resistências geradas pelos aparelhos, foi utilizada a eletromiografia (em dez praticantes experientes de musculação). Em relação à coleta dos ângulos articulares estudados, foi utilizada a técnica de videografia bidimensional para o exercício realizado em cada aparelho (seis sujeitos para o aparelho de polia fixa e outros seis para o aparelho articulado). Utilizou-se a estatística descritiva para apresentar as variáveis. Para a comparação das cargas mecânicas, respostas EMG e variáveis angulares, utilizou-se o teste “t” de *Student*. Para verificar a existência de diferença nas variações dos dados de resistência entre os aparelhos, foi utilizado o Teste “F”. Finalmente, o teste de correlação de *Pearson* foi utilizado para evidenciar as relações existentes entre as variáveis. O intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$) foi utilizado para todos os testes estatísticos. Os resultados deste estudo indicam haver diferenças significativas para o padrão de movimento das articulações do ombro e cotovelo entre os aparelhos. Igualmente, existe diferença significativa de variação da carga entre os dois aparelhos e, a magnitude da carga também é diferente entre os dois aparelhos. Ainda, existe diferença funcional na tração da carga pelos sujeitos considerando o tipo de aparelho, sendo que no aparelho articulado os sujeitos tracionaram significativamente mais carga absoluta do que no aparelho de polia fixa. No entanto, as características de ativação muscular foram semelhantes em ambos os aparelhos e, não houve diferença de ativação muscular entre os aparelhos testados, para a musculatura do Grande Dorsal. Porém, esta diferença ocorreu para a musculatura do Bíceps Braquial. Finalmente, encontrou-se uma relação causal entre a ativação muscular e a carga oferecida ao praticante para o aparelho articulado. Conclui-se que, os aparelhos embora com características diferentes, podem conduzir adaptações musculares semelhantes para o principal agonista do movimento da Puxada Alta (Grande Dorsal). Entretanto, a solicitação eletromiográfica maior do Bíceps Braquial, por parte do aparelho articulado, sugere a realização deste exercício, neste aparelho, quando principalmente se objetiva uma maior ação desta musculatura.

Palavras chaves: Exercício resistido, Puxada Alta, Biomecânica, Eletromiografia.

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1. INTRODUÇÃO..... | 8 |
| 1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA | 8 |
| 1.2 OBJETIVO GERAL | 10 |
| 1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 10 |
| 1.4 JUSTIFICATIVA | 11 |
| 2. REFERENCIAL TEÓRICO | 13 |
| 2.1. A BIOMECÂNICA | 13 |
| 2.2. A ELETROMIOGRAFIA: CONCEITOS E FORMA DE UTILIZAÇÃO | 15 |
| 2.3. A MUSCULAÇÃO | 19 |
| 2.3.1. <i>Aparelhos de Exercício Resistido com Pesos (ERP)</i> | 21 |
| 2.4. O EXERCÍCIO “PUXADA ALTA” | 23 |
| 2.5 ESTUDOS ENVOLVENDO ELETROMIOGRAFIA E ERPS | 24 |
| 3. MÉTODO..... | 33 |
| 3.1. CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA | 33 |
| 3.2. LOCAL E SUJEITOS DA PESQUISA | 35 |
| 3.3. VARIÁVEIS DO ESTUDO..... | 36 |
| 3.3.1 <i>Variáveis independentes</i> | 36 |
| 3.3.2 <i>Variáveis dependentes</i> | 37 |
| 3.4. REFERÊNCIAS ANATÔMICAS E FÍSICAS | 38 |
| 3.5. INSTRUMENTOS DE MEDIDAS | 41 |
| 3.6. PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS | 41 |
| 3.6.1. <i>Procedimentos gerais</i> | 41 |
| 3.6.2 <i>Obtenção dos dados da carga (Resistência)</i> | 43 |
| 3.6.3 <i>Coleta dos dados referentes às características inerciais do aparelho AA</i> | 43 |
| 3.6.4 <i>Procedimento de coleta da força dinâmica máxima (FDM)</i> | 43 |
| 3.6.5 <i>Procedimento de coleta dos dados referentes à atividade muscular (EMG)</i> | 44 |
| 3.6.6 <i>Coletas referentes aos ângulos articulares dos movimentos</i> | 46 |
| 3.7 TRATAMENTO DOS DADOS | 47 |
| 3.8 PROCEDIMENTO ESTATÍSTICO | 48 |
| 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO | 49 |
| 4.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS SUJEITOS DO ESTUDO | 49 |
| 4.2 ANÁLISE DOS DADOS REFERENTE AO COMPORTAMENTO ANGULAR DAS ARTICULAÇÕES DO OMBRO E COTOVELO NA EXECUÇÃO DOS APARELHOS AT E AA | 51 |
| 4.3 ANÁLISE DOS DADOS REFERENTE ÀS VARIÁVEIS DA CARGA DE RESISTÊNCIA DOS APARELHOS | 52 |
| 4.4 ANÁLISE DOS DADOS QUANTO À RELAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS DE VERIFICAÇÃO DA RESISTÊNCIA | 56 |
| 4.5 ANÁLISE DOS DADOS REFERENTE ÀS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS GRANDE DORSAL E BÍCEPS BRAQUIAL..... | 59 |
| 4.6. ANÁLISE DOS DADOS REFERENTE À RELAÇÃO DO TRAÇADO EMG COM OS VALORES DOS ÂNGULOS ARTICULARES OBTIDOS NOS DOIS PROCEDIMENTOS..... | 64 |
| 4.7. ANÁLISE DOS DADOS REFERENTE À RELAÇÃO DO TRAÇADO EMG COM OS VALORES DE CARGA OBTIDO ATRAVÉS DO PROCEDIMENTO DIRETO..... | 65 |
| 5. CONCLUSÕES | 67 |
| 6. REFERÊNCIAS | 69 |
| ANEXOS..... | 75 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Organograma da pesquisa. | 34 |
| Figura 2 – Aparelho tradicional de musculação (AT) para o exercício “Puxada Alta” utilizado para a realização do estudo. Na primeira foto pode ser identificado a barra de tração e, na segunda foto, a vista sagital mostrando o sistema de polias do sistema. | 36 |
| Figura 3 – Fotos do aparelho do tipo articulado (AA) para o exercício de musculação “Puxada Alta” utilizado para a realização do estudo. Na primeira foto pode ser identificado o posicionamento do sujeito no aparelho e, na segunda foto, a vista sagital mostrando o sistema de alavanca do sistema. | 37 |
| Figura 4 – Foto da célula de carga extenciométrica utilizada para mensurar a força exercida pelo sujeito durante os procedimentos de coleta de dados em cada um dos aparelhos de musculação selecionados para o experimento. As setas indicam a direção da força de tração e da resistência. | 38 |
| Figura 5 – Imagem da tela principal do software DgeeMe™ (www.geeware.com) utilizado para a análise dos dados de posição referentes ao aparelho de musculação articulado, denominado na pesquisa com “AA”..... | 39 |
| Figura 6 – Imagem da tela principal de análise cinemática do software DgeeMe™ (www.geeware.com) que proporcionou os valores angulares das articulações do ombro e cotovelo para análise do movimento. | 40 |
| Figura 7 – Foto de um sujeito com os eletrodos da eletromiografia fixados na superfície da pele, nos pontos referentes aos músculos de interesse utilizados para a coleta de dados. | 40 |
| Figura 8 – Fotos dos sujeitos na posição inicial e final do ERP Puxada Alta articulada, respectivamente. | 46 |
| Figura 9 – Resistência real (% da carga colocada no aparelho) medida por dinamometria (célula de carga) dos aparelhos AA (linha inferior) e AT (linha superior) na fase concêntrica do movimento. As linhas pontilhadas representam uma linha de tendência dos valores variativos. | 52 |
| Figura 10 - Resistência calculada (torque de resistência em % da carga total colocada no aparelho) obtida através das medidas lineares dos aparelhos (por videografia) AA (linha inferior) e AT (linha superior) na fase concêntrica do movimento. | 55 |
| Figura 11 – Diagrama de dispersão dos pontos entre as cargas reais e as cargas calculadas. | 57 |
| Figura 12 – Valores em percentuais das cargas do aparelho AA na fase concêntrica do movimento. A linha superior representa a resistência calculada e a linha inferior representa a resistência real (medida pela célula de carga). A linha tracejada representa a linha de tendência dos valores da carga real. | 58 |
| Figura 13 – Valores em percentuais das cargas do aparelho AT na fase concêntrica do movimento. A linha superior representa a resistência calculada e a linha inferior representa a resistência real (medida pela célula de carga). A linha tracejada representa a linha de tendência dos valores da carga real. | 58 |
| Figura 14 – Ativação muscular representado pelo valor RMS normalizado (%) do músculo Grande Dorsal para os aparelhos AT (linha mais escura) e AA (linha mais clara). As linhas tracejadas sobre os valores representam as linhas de tendência respectivas. | 59 |
| Figura 15 – Ativação muscular representado pelo valor RMS normalizado (%) do músculo Bíceps Braquial para os aparelhos AT (linha mais escura) e AA (linha mais clara). | 61 |
| Figura 16 – Linhas de tendência da ativação muscular do Bíceps Braquial durante a fase concêntrica do movimento nos dois aparelhos (AT linha mais escura, AA linha mais clara). | 62 |

| | |
|--|----|
| Figura 17 – Representação do modelo espacial gerado com o auxílio do software DgeeMe durante a digitalização dos pontos articulares de interesse, durante a realização do exercício Puxada Alta no aparelho AA, na parte intermediária da amplitude total. . | 64 |
| Figura 18 – Relação entre EMG do Grande Dorsal e ângulos articulares do ombro no exercício AT. | 64 |
| Figura 19 – Relação entre EMG do Grande Dorsal (GDA) e ângulos articulares do ombro no exercício AA..... | 65 |
| Figura 20 – Relação entre EMG do Grande Dorsal e as cargas percentuais no exercício AA. | 65 |
| Figura 21 – Relação entre EMG do Bíceps Braquial e as cargas percentuais no exercício AA. | 66 |

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Caracterização dos sujeitos da pesquisa. A frequência semanal refere-se à prática nos exercícios em análise e, para o aparelho de treino, o resultado refere-se à moda. 49
- Tabela 2 – Valores médios de carga da força dinâmica máxima (FDM) dos 10 sujeitos, para os dois aparelhos do experimento: Articulado (AA) e Tradicional (AT). A “Tentativa” refere-se à moda de qual tentativa atingiu-se a FDM. 50
- Tabela 3 – Médias, desvios padrões e teste *t* de *Student* dos valores de início e final dos movimentos, em graus, para os aparelhos AT e AA. 51
- Tabela 4 – Médias, desvios padrões e teste *t* de *Student* dos valores rmsEMG (%) de cada músculo e aparelho analisado, para toda a fase concêntrica do movimento. 59

1. INTRODUÇÃO

1.1 Definição do Problema

A atividade física, atualmente, possui uma importância sem precedentes para a sociedade moderna, visto que, a cada dia surgem mais provas de que ela proporciona um caminho mais salutar para a qualidade de vida do homem moderno.

Neste contexto, e de forma capital, o Profissional de Educação Física surge como agente da conscientização do homem para com os benefícios dos exercícios físicos e deve ser o responsável para ajustar a atividade física a cada pessoa frente aos seus objetivos, seja na melhora do desempenho físico ou na promoção de sua saúde. Assim, a musculação, nome popular para o treinamento resistido com pesos (TRP)¹, se tornou uma das formas mais conhecidas de exercício e uma das atividades físicas que mais se desenvolve em todo o mundo, tanto para o condicionamento de atletas como para melhorar a forma física de não atletas (FLECK; KRAEMER, 1999; RODRIGUES, 2001). A demanda pelo número crescente de academias, escolas e universidades com propostas para o TRP confirmam a popularidade desta forma de condicionamento físico (FLECK; KRAEMER, 1999).

Segundo Zatsiorsky (2004), um dos motivos desta popularização é a variada gama de objetivos que podem ser alcançado na sua prática, tornando-se uma forma obrigatória de exercício complementar, ou mesmo básico, para todos os desportos. Todos os tipos de força muscular podem ser trabalhados no TRP, assim, estas evoluções no ganho de força alcançarão uma abrangência significativa nos treinos e na eficácia dos resultados pleiteados nos treinamentos.

Segundo Bittencourt (1994) os exercícios resistidos com pesos (ERP)² utilizados no TRP são, na sua maioria, realizados em aparelhos específicos para estes fins. Na praxe pode-se verificar que não existe um padrão de desenho ou de fabricação entre os diferentes modelos/fabricantes de aparelhos de ERP.

Bortoncello (2001) enfatiza que ao utilizar qualquer aparelho específico, o indivíduo não busca a materialidade do aparelho, mas sim as funções específicas deste, imaginando que sua integridade física seja mantida e que o aparelho faça o que se propõe a fazer, em outras

¹ Treinamento executado através de exercícios resistidos com pesos, caracterizado pelo senso comum como treinamento e/ou exercício de musculação.

² Termo discutido por Hopf e Moura (2002) como forma adequada, cientificamente, de se retratar a exercitação corporal designada, pelo senso comum, como musculação. Atividade que conjuga sistematicamente várias formas de trabalho muscular onde a resistência ao movimento é ofertada por pesos envolvendo uma enorme gama de dispositivos e equipamentos concebidos para tal finalidade.

palavras, seja eficaz. Juran (1994) acrescenta que “a qualidade significa adequação para o uso” e para que se possa adequar o uso de aparelhos de ERP ao homem, Campos (2002) prioriza entender como o corpo se manifesta ao executar um dado exercício, no caso, em aparelhos de ERP, sendo necessário, também, compreender as diferenças e características específicas de cada um.

A diversificação dos equipamentos utilizados nas academias, principalmente os de musculação, é muito grande e na sua maioria não há uma investigação científica que qualifique estes aparelhos ao uso. Para Brito (2004) a variedade de projetos e produtos encontrados no mercado, de um modo geral, é somente aprimoramento dos aspectos estético-formais, motivando uma insuficiência de adequação de um produto que venha a ser centrado na “adequação ao uso”. Para a mesma autora os diferentes instrumentos ou máquinas podem até provocar esforços físicos inúteis ou exagerados.

Assim, existem poucos estudos na literatura que relacionam esta interação homem/máquina, procurando descrever e relacionar as forças externas, proporcionadas pela resistência dos aparelhos, com as forças internas, que as estruturas biológicas transmitem ao sistema, bem como, uma análise detalhada dos movimentos que estes aparelhos permitem ao usuário.

O conhecimento das forças externas e internas tem extrema importância na medida em que elas podem determinar as magnitudes de cargas impostas ao aparelho locomotor. A Biomecânica possui instrumentos adequados para abordar estas questões (CAMPOS, 2002; AMADIO, 1991; CARPENTER, 2005), permitindo explorar estas grandezas que poderão auxiliar a análise do movimento e, conseqüentemente, as ações músculo-esqueléticas envolvidas. A antropometria, cinemetria (videografia), dinamometria e eletromiografia (AMADIO; DUARTE, 1996) são alguns exemplos de métodos usados em biomecânica que podem esclarecer questões deste tipo. De acordo com Kumar e Mital (1996) é desejável que não se conclua questões complexas do movimento humano com base em apenas uma variável. Segundo o mesmo autor, uma combinação de variáveis mensuradas melhora as conclusões que possam ser realizadas.

Assim sendo, diante das considerações levantadas, tomando como base esses autores e para a operacionalização do estudo, foi elaborada a seguinte pergunta de pesquisa:

Quais as diferenças biomecânicas apresentadas pelo praticante durante a realização do exercício “Puxada Alta” utilizando dois distintos aparelhos de musculação (aparelho de polia fixa e aparelho articulado)?

1.2 Objetivo Geral

Analisar as características biomecânicas apresentadas pelo praticante durante a realização do exercício “Puxada Alta” utilizando dois distintos aparelhos de musculação: aparelho de polia fixa e aparelho articulado.

1.3 Objetivos Específicos

- Descrever e comparar o comportamento angular das articulações do cotovelo e ombro durante o exercício Puxada Alta nos dois aparelhos;
- Determinar e comparar a resistência gerada pelos aparelhos de ERP na fase concêntrica do movimento, a partir de procedimentos diretos (dinamômetro) e indiretos (cálculo de torque) de obtenção da força;
- Determinar e comparar a resposta eletromiográfica (EMG) dos músculos Grande Dorsal e Bíceps Braquial durante a execução do exercício Puxada Alta nos dois aparelhos;
- Comparar os procedimentos de determinação da resistência externa gerado pelos dois aparelhos de musculação; e,
- Relacionar o traçado EMG com os valores da resistência apresentados pelos dois aparelhos respectivamente.

1.4 Justificativa

O aumento, cada vez mais significativo do Treinamento Resistido com Pesos (TRP), por si só, justificaria a necessidade de um melhor esclarecimento sobre seus exercícios particulares. Os referenciais teóricos sobre os Exercícios Resistidos com Pesos (ERP) tem trazido informações contraditórias e pouco embasadas, geralmente são encontradas na literatura apresentações simples em forma de manuais, sem maiores explicações e aprofundamentos.

Obviamente que, para uma correta prescrição de exercícios, o profissional de Educação Física deve partir de uma avaliação prévia do usuário ao qual se destinará o exercício. Sem contar que este profissional deverá conhecer em particular as características dos exercícios que irá prescrever, como por exemplo, sua segurança, aplicabilidade e eficiência. O conhecimento prévio destas informações proporcionará mais segurança no momento do planejamento de programas de exercícios físicos envolvendo o TRP.

Neste sentido McGinnis (2002) diz que bons resultados no desempenho dos exercícios são alcançados quando o instrutor possui um bom conhecimento acerca do que está prescrevendo, conhecimento este necessário para que o profissional não baseie seus atos em simples suposições sobre determinado movimento, e sim que se baseie em explicações científicas. Corroborando a este pensamento de Santos et al. (2007) relatam que a literatura especializada em TRP carece de estudos comparativos entre variáveis biomecânicas de diferentes exercícios para um mesmo grupamento muscular, já que a característica de diversos ERPs possui grande aplicabilidade no treinamento. Os autores comentam ainda, que a escolha de um ou outro aparelho de ERP parece, muitas vezes, não apresentar qualquer padrão ou critério.

Assim, para que ocorra uma condução adequada do TRP, nos mais diversos objetivos de treino, o controle da carga³ de treino é um fator fundamental no processo (MOURA, 2004). De acordo com Fleck e Kraemer (1999) as variáveis metodológicas de treino, número de séries, seqüência de execução, intervalo de recuperação dentre outros, são responsáveis por modular a carga em TRP. Todas estas variáveis tem sido estudadas cientificamente ao longo dos anos nas diversas situações experimentais de treinamento, mas como dito anteriormente

³ O termo “carga” é utilizado no treinamento desportivo como conceito de quantificação do esforço (estresse físico) total exigido do organismo humano em uma sessão de treinamento (GOMES, 1999). Neste estudo será designada carga a resistência (quilagem) em que será acrescida ao sistema (máquina específica de ERP) para a execução das tarefas.

existem poucos estudos que relacionam a carga que a máquina proporciona como força externa às estruturas biológicas, bem como, as respostas biológicas a estas forças.

Para Carpenter (2005) os estudos que envolvem os ERP são, na sua grande maioria, parciais, ora esclarecendo fatores cinéticos, ora esclarecendo fatores cinemáticos, mas muito poucos relacionando estas diferentes abordagens como recomenda Kumar e Mital (1996).

Com uma prática de mais de 15 anos no ofício de prescrever treinamento envolvendo ERP para públicos diversos e, por vezes, requisitando cuidados especiais, se observou que as recomendações envolvendo ERPs precisavam de uma abordagem científica maior. Assim os aparelhos de ERP (Puxada Alta na roldana de polia fixa e Puxada Alta articulada) analisados neste estudo foram escolhidos por trabalharem um dos exercícios mais prescrito em salas de TRPs e serem de “gerações” diferentes de aparelhos. Ainda, o exercício Puxada Alta possui a característica de envolver prioritariamente o trabalho de grandes grupamentos musculares e trabalha mais de uma articulação ao mesmo tempo, seguindo recomendações atuais para programas de treinamento de força.

Estudos atuais sobre análise da resistência de ERPs (Abech e Loss, 2007; Cantergi et al., 2007) estão utilizando metodologia indireta para a verificação da resistência destes aparelhos. Assim, o presente estudo também procurou utilizar-se de uma metodologia indireta para verificação das mesmas cargas de resistência medidas pela metodologia direta. E compará-las, com o objetivo de verificar se a metodologia indireta amplamente usada é confiável.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1. A Biomecânica

Segundo McGinnis (2002) e Hoffan e Harris (2002), a definição mais amplamente aceita para a Biomecânica é: “o estudo dos sistemas biológicos usando os métodos da mecânica”. Desta forma quando o sistema biológico de interesse é o corpo humano, como o é na maioria dos casos do esporte e da educação física, a biomecânica pode ser definida como “o estudo das características específicas do sistema biológico humano através de leis e padrões mecânicos”, e neste sentido, sob análise de um prisma particular: o das leis da física (Amadio e Duarte, 1996).

De acordo com McGinnis (2002), todos os movimentos de um corpo material, incluídos os do homem e do animal, obedecem, sem exceção, as leis da mecânica, porque cada movimento compreende uma troca de lugar de uma parte da massa, no espaço e no tempo. Amadio e Duarte (1996), afirmam ainda que, a partir disso, a Biomecânica apresenta claramente seu objeto de estudo, definindo assim sua estrutura de base do conhecimento.

McGinnis (2002) coloca que esta estrutura, aplicada à atividade física tem como objetivo a melhora do desempenho em uma determinada atividade, seguido da prevenção de lesões e ainda reabilitação.

Dessa maneira Hall (1993) coloca que uma das preocupações dos biomecânicos do desporto é minimizar as lesões através da identificação de práticas perigosas e da elaboração de equipamentos e aparelhos mais seguros. Diz ainda, que os conhecimentos produzidos nesta área proporcionam ao técnico munir-se para a escolha da técnica de execução apropriada ou ainda para descobrir a causa das falhas mais importantes, permitindo melhorar o desempenho dos atletas. Assim, quando se entende a mecânica inerente à técnica da habilidade que o atleta está executando e se sabe como identificar os principais erros, o atleta se beneficia imensamente e, em pouco tempo, melhora seu desempenho.

Hoffan e Harris (2002) ainda acrescentam uma questão que logicamente surge desta definição de biomecânica: “como os biomecânicos, isto é, as pessoas que trabalham com biomecânica, determinam estas forças e seus efeitos?”.

Neste sentido, Amadio (1991) diz que quando nos referimos ao movimento esportivo, devemos salientar que isto ocorre em função da natureza complexa dos multi-elementos que interferem na sua composição. Procura-se, portanto, definir métodos e princípios

biomecânicos para identificar e analisar o movimento e assim verificar o comportamento e os efeitos dos mecanismos motores dos movimentos. O mesmo autor cita Baumann (1987), que acrescenta ao estudo da Biomecânica do esporte os conhecimentos anatômicos e fisiológicos do corpo humano. Dessa forma, a análise dos movimentos esportivos tendo como base científica a física através da mecânica, anatomia (com ênfase funcional) e a fisiologia, permite interpretar os fenômenos de multi-elementos a partir dos diferentes domínios que estas ciências permitem (ex.: a cinemática da mecânica, os movimentos a partir da anatomia e as respostas neurofisiológicas a partir da fisiologia).

A cinemática, por exemplo, é um bom ponto de partida para uma análise quantitativa do movimento humano. Na Educação Física, a determinação destas variáveis para cada segmento corporal durante a realização de uma atividade é uma informação valiosa. Segundo Hamill e Knutzem (1999), a cinemática relaciona-se com as características do movimento, e examina o movimento a partir de uma perspectiva espacial e temporal sem referência com as forças que causam o movimento. Uma análise cinemática envolve a descrição do movimento para determinar qual a rapidez com que um objeto está se movendo, qual a altura e a distância que ele atinge. Assim, a posição, velocidade e aceleração são componentes de interesse da análise cinemática. Zatsiorsky (2004) salienta que as características cinemáticas oferecem a possibilidade de comparar as dimensões do corpo e de seus membros, assim como as particularidades dos movimentos de diferentes desportistas.

Como é citada por Weineck (1999), a biomecânica permite além de descrever as características cinemáticas também identificar as características dinâmicas dos movimentos.

Assim, a cinética, um ramo da dinâmica, dedica-se ao estudo das forças que originam o movimento. Sob designação de dinâmica, freqüentemente são abordadas tanto as situações nas quais os corpos extensos e rígidos deslocam-se descrevendo translações ou rotações ou a combinação de ambas. No âmbito da dinâmica, abordam-se as forças internas (musculares e de contato) e as forças externas (gravitacionais e cargas aplicadas) que atuam sobre os segmentos do corpo humano sob estudo e os momentos de força (torques) produzidos por essas forças (RASH, 1991).

Winter (1990) apud Amadio e Duarte (1996) diz que as técnicas de medida direta das forças musculares e ligamentares são invasivas e possuem aplicações somente em estudos com animais. Os mesmos autores, agora citando Baumann (1995), completam dizendo que a determinação das forças internas em seres humanos tem de ser executada indiretamente, por meio de modelos mecânicos do corpo e medidas adequadas das variáveis mecânicas externas.

Assim, numerosas técnicas analíticas e experimentais têm sido desenvolvidas para determinação indireta de forças internas.

Analicamente, a determinação de forças internas envolve dois procedimentos, que são a determinação de forças e momentos intersegmentares nas articulações, baseada nos dados cinemáticos e cinéticos (problema da dinâmica inversa) e distribuição de forças e momentos intersegmentares entre os músculos e as forças de vínculo articular. Na determinação das forças e momentos intersegmentares, as equações de movimento devem ser resolvidas inversamente, isto é, devem-se deduzir as forças a partir da cinemática, uma vez que não se conhece as expressões literais para as forças agindo sobre os segmentos do modelo. A resolução deste sistema não pode ser feita pelo método tradicional de integração, mas sim pelo caminho inverso, definido como “problema de dinâmica inversa” (AMADIO; DUARTE, 1996).

A força gravitacional, as forças de reação do solo e as forças exercidas pelos músculos e ligamentos são forças que atuam em um corpo. A força gravitacional pode ser conhecida através do produto da massa pela aceleração da gravidade. As forças de reação do solo, que representam a resposta às forças musculares e gravitacionais, podem ser medidas diretamente através da dinamometria. As tecnologias mais empregadas na construção deste tipo de equipamento são compostas de transdutores de força do tipo piezelétricos (cristais de quartzo) empregados nas “plataformas de força” e extensiométrico (*strain gauges*) conhecidas como “células de carga”.

Hamill e Knutzem (1999) relatam que a cinética pode proporcionar informações importantes sobre como o movimento é produzido ou como uma posição é mantida. As análises cinéticas podem identificar posições fortes e fracas em vários movimentos articulares; identificar as partes importantes de uma habilidade em termos de produção de movimento, bem como identificar aspectos de uma habilidade ou movimento que tornam o atleta propenso a lesões.

2.2. A Eletromiografia: conceitos e forma de utilização

Eletromiografia (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das células excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema (no caso de músculos), como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal EMG é a somação algébrica de todos os sinais (vários sarcolemas) detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema

nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000). Esse método permite o registro dos potenciais de ação das unidades motoras podendo ser empregado como método diagnóstico para doenças neuromusculares, traumatismos e como instrumento cinesiológico, visando descrever o papel de diversos músculos em atividades específicas (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Na análise do movimento humano, esse registro acontece por meio da monitoração do sinal mioelétrico captado por eletrodos que podem ser intramusculares ou de superfície, este último considerado o mais adequado para os estudos cinesiológicos, principalmente durante a realização de um determinado movimento (DE LUCA, 1987).

O indicativo qualitativo da relação entre força muscular e atividade eletromiográfica, ocorre quando se observa o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico juntamente com o aumento da força e da velocidade de contração do músculo. A relação direta e quantitativa entre essas duas variáveis é controversa e depende basicamente de fatores como o comprimento do músculo, do tipo de músculo testado, do tipo de contração, colocação dos eletrodos, além da preocupação com a quantidade de gordura no tecido subcutâneo quando utilizado o eletrodo de superfície (LOSS, et al., 1998).

O sinal EMG é adquirido por um eletromiógrafo que tipicamente está acoplado a um computador e para que sejam feitas análises dos dados coletados, certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição e análise do sinal EMG, dependendo da tarefa e objetivos a serem analisados.

De acordo com Marchetti e Duarte (2006) os principais parâmetros de aquisição do sinal EMG são a frequência de amostragem, tipos de eletrodos, amplificadores, filtros e o local de armazenamento. Para Loss et al. (2000) a interpretação (análise) do sinal EMG é feita a partir de três características: duração da atividade, a amplitude e a frequência do sinal.

A duração da atividade EMG corresponde ao período de ativação do músculo estudado. A amplitude expressa o nível de variação da atividade elétrica, e varia com a quantidade de atividade elétrica detectada no músculo, fornecendo informação sobre a intensidade de ativação muscular. O valor RMS (Root Median Square – raiz quadrática média), valor médio, valor de pico, valor pico a pico, são formas de avaliar a amplitude do sinal (KONRAD, 2005). A frequência pode ser entendida como a taxa de excitação da célula muscular. A distribuição das frequências do sinal de EMG deve-se a um conjunto amplo de fatores: composição do músculo, as características do potencial de ação das fibras musculares ativas, os processos de coordenação intramuscular, as propriedades dos eletrodos e o local onde são colocados no músculo (LOSS, et al. 2000).

Para os mesmos autores, o valor RMS corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia. Dentre as formas de avaliar a amplitude do sinal o valor RMS é, de longe, o mais usado para análises cinesiológicas, como pode-se observar nos estudos abaixo.

Pincivero et al. (2004) examinaram a EMG do músculo quadríceps femoral durante um exercício de extensão de joelho até exaustão, combinando exercício em isotonia e isometria. O músculo foi analisado por EMG de superfície, com os dados normalizados a partir de uma repetição máxima (1RM) de cada sujeito e revelados a partir do RMS.

Bauer, Fry e Carter (1999) realizaram um estudo eletromiográfico investigando o uso do suporte lombar, em levantadores de peso durante o exercício de agachamento, na atividade elétrica dos músculos espinhais. Foi usada EMG de superfície sincronizados a uma análise cinemática de 30 hz, utilizando-se do valor RMS para mostrar os resultados.

Escamilla et al. (2001) em um dos raros estudos que aliaram vários métodos (cinemática, cinética e EMG) de análise do movimento em exercícios resistidos, estudaram as forças na articulação do joelho e a atividade muscular de vários músculos da coxa, durante a realização do exercício agachamento livre e em máquina. Usou-se EMG de superfície e o valor RMS para expressar os resultados.

Glass e Armstrong (1997) estudaram eletromiograficamente o músculo peitoral maior durante o exercício resistido denominado “supino” e também utilizaram esta técnica para a análise dos resultados.

Carpenter et al. (2007) realizaram um estudo comparativo entre dois exercícios resistidos denominado “Puxada Alta”, variando entre a puxada por traz e puxada pela frente e expressaram seus resultados pelo valor RMS para todo o tempo de tensão muscular.

Para Loss et al. (2000) pode-se dizer que o tratamento do sinal EMG inicia-se, indiretamente, no momento da colocação dos eletrodos, uma vez que a limpeza da pele, a quantidade e temperatura do gel condutor, a posição dos eletrodos, entre outros, são fatores decisivos no nível e na pureza do sinal mioelétrico que será captado.

De acordo com Marchetti e Duarte (2006) estas características de processamento dos sinais mioelétricos têm se mostradas sensíveis a vários fatores e assim não podem ser analisados diretamente. Os autores recomendam que para analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização. Esta normalização pode ser em função do tempo ou na amplitude do sinal (ARAÚJO, 1998).

A normalização em tempo significa transformar de forma equilibrada e sem alteração da estrutura do sinal, sinais com duração diferentes entre os demais em sinais com o mesmo número de amostras. No presente estudo, apesar dos movimentos terem sido controlados pela cadência de um metrônomo, houve diferenças entre as amostras, sendo, portanto realizado este tipo de normalização.

A normalização em amplitude, em função das variabilidades que o sinal apresenta entre condutas motoras diferentes e também para a mesma conduta entre sujeitos, foi outra técnica utilizada neste trabalho. Esta técnica consiste em uma forma de transformação dos valores absolutos em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%.

Segundo Marchetti e Duarte (2006), para se obter o valor referenciado de 100%, pode-se escolher dentre algumas opções, descritas a seguir:

- Contração voluntária máxima isométrica (CVMI);
- Pico máximo do sinal EMG;
- Valor médio do sinal EMG retificado;
- Valor fixo do sinal EMG; e,
- Pela média dos picos de várias contrações.

Estas técnicas de normalização permitem então a comparação entre sujeitos e mesmo entre o próprio executante em diferentes ações. Correia et al. (1993) acrescentam às opções acima o valor de normalização a partir do pico dinâmico máximo da contração máxima. Para estes autores esta a melhor estratégia para se normalizar ações dinâmicas.

Pincivero et al. (2004) utilizaram desta metodologia quando examinaram eletromiograficamente o músculo quadríceps femoral durante um exercício de extensão de joelho até exaustão, combinando exercício em isotonia e isometria. Os músculos vasto medial e lateral mais o reto femoral de 30 indivíduos foram analisados por EMG de superfície, com os dados normalizados a partir de uma repetição máxima (1RM) de cada sujeito.

Outro bom exemplo da aplicação da EMG na cinesiologia e deste tipo de normalização é o estudo de Loss, Martinez, Aldabe e Santos (1999), que realizaram um estudo cujo objetivo foi analisar EMG os músculos deltóide posterior, bíceps, tríceps, flexor ulnar e extensor radial do carpo, durante alguns movimentos dos membros superiores envolvendo variação de posições da articulação do ombro, cotovelo e raio-ulnar. A EMG de superfície sincronizado com um eletrogoniômetro e eletrotorciômetro foram utilizados como instrumentos. Os dados EMG foram normalizados pela CVM e analisados por % “rms” da

CVM. A partir dos resultados realizaram algumas discussões cinesiológicas interessantes a respeito da ação dos músculos envolvidos nos movimentos do membro superior.

2.3. A musculação

A história da musculação é muito antiga, existem relatos históricos que datam do início dos tempos e que afirmam que já havia a prática da ginástica com pesos. Algumas escavações encontraram pedras com entalhes para as mãos permitindo aos historiadores intuir que pessoas as utilizavam para o treinamento com pesos. Tem-se ainda, paredes de capelas funerárias do Egito datados de 4.500 anos atrás, que mostram homens levantando pesos como forma de exercícios.

Vê-se que a musculação, na sua forma livre, é muito antiga, e por isso é difícil, para os historiadores, estabelecer exatamente quando, pela primeira vez, o homem aderiu ao levantamento de peso como competição, ou simplesmente para o exercício.

Em 1979, Tubino conceituou musculação como sendo um meio de preparação física utilizado para o desenvolvimento das qualidades físicas relacionadas com as estruturas musculares. Leighton (1987) relata que este tipo de treinamento não tinha tanta aceitação até o século XX. Antes disso as barras e os halteres eram grosseiros, grandes e disformes. Estes equipamentos eram adequados somente para a utilização em ginásios e por homens vigorosos.

Em 1990, Barbanti coloca que musculação é um tipo de treinamento físico, onde se empregam progressivamente mais pesos para melhorar a forma física. Cossenza (1992) utilizou-se de termos como “treinamento contra-resistência” e “treinamento com pesos”, que segundo ele o primeiro acaba englobando uma grande variedade de métodos e modalidades que aprimoram a força muscular. Além disso, treinamento contra-resistência refere-se às resistências impostas através da hidráulica, elásticos, molas, e isometria; e mesmo sendo sinônimo do primeiro termo, treinamento com pesos refere-se somente ao levantamento de pesos (anilhas, lastros, ou placas de pesos). Guedes Jr. (1997) amplia o raciocínio sobre o termo dizendo que a musculação pode ser considerada como execução de movimentos localizados em segmentos musculares definidos, com a utilização de sobrecarga externa do próprio corpo. Buscando concluir a discussão sobre a terminologia, Hofp e Moura (2002) discutiram os vários termos existentes até então e sugerem que seja usada a nomenclatura “treinamento resistido com pesos”, para o treinamento de musculação e “exercícios resistidos com pesos”, para os exercícios específicos desta modalidade.

Falando sobre as finalidades deste tipo de prática, parece consensual (GODOY, 1994; ARAÚJO FILHO, 1994; BITTENCOURT, 1994; GUEDES Jr., 1997, HERNANDES Jr., 1998; FLECK; KRAEMER, 1999; e RODRIGUES, 2001), que os objetivos dos treinamentos em musculação são principalmente: a reabilitação, a estética corporal, a musculação competitiva e o complemento da atividade desportiva.

Embora hoje se saiba destes benefícios da musculação, Leighton (1987) relata que há cerca de vinte ou trinta anos (da data da obra) os estudos eram quase todos sobre os efeitos dos exercícios aeróbicos, notando visível ausência de citações na literatura científica de efeitos benéficos dos exercícios resistidos, ou ainda indicativos de que esses exercícios não tinham sido estudados.

No entanto com o aumento de estudos a respeito dos efeitos benéficos de um treinamento resistido no organismo, está sendo comprovado que a musculação, como qualquer outra atividade física, também contribui para saúde dos indivíduos. (FLECK; KRAEMER, 1999)

Fleck e Júnior (2003), concordando com esta colocação relatam que, e virtude disso, a aceitação dos exercícios resistidos é cada vez maior. Salientam ainda que um objetivo mais atual da procura pela musculação é a profilaxia do aparelho locomotor visando uma prevenção das perdas musculares e ósseas, comuns com a idade, bem como uma elevação do nível de saúde.

Fleck e Kraemer (1999) relatam que, “para que ocorram as alterações fisiológicas desejadas, que resultam dos efeitos do treinamento, o músculo deve atuar contra uma resistência que ele normalmente não encontra”, denominada tecnicamente na Ciência do Treinamento Desportivo como “carga de treinamento” ou “sobrecarga”.

Assim uma forma de controlar a intensidade (resistência imposta) de um exercício é conhecer a intensidade máxima em que um indivíduo suporta (uma repetição máxima ou qualquer repetições máximas) para um dado exercício. De acordo com McDonagh e Davies (1984, apud FLECK; KRAEMER, 1999) a intensidade mínima que pode ser usada para executar uma série até a fadiga voluntária momentânea que possa resultar em um aumento da força muscular é de 60 a 65% de 1RM.

Os mesmos autores relatam que a técnica apropriada para os exercícios de treinamento de força é parcialmente determinada pelos grupos musculares específicos que se deseja treinar. Uma alteração da forma apropriada de um exercício permite que outros grupos musculares ajudem a realizar o movimento do exercício. Isto diminui o estímulo de treinamento (intensidade) nos músculos normalmente associados a um exercício específico.

Segundo Fleck e Kraemer (1999), alguns equipamentos de treinamento resistido foram especificamente desenvolvidos para forçar o músculo a desempenhar ações musculares máximas.

Neste sentido os autores relatam estudos (Harman, 1983; Pizzimenti, 1992) contraditórios em que as pesquisas em biomecânica indicaram que um tipo de equipamento de resistência variável de polia excêntrica não acompanhava as curvas de força de alguns exercícios (rosca bíceps, voador, extensão do joelho, flexão do joelho e puxada alta). Outro tipo de equipamento de polia excêntrica, em contrapartida, foi descrito ser capaz de acompanhar adequadamente as curvas de força (JOHNSON; COLODNY; JACKSON, 1990).

Assim, faz-se necessário uma verificação na literatura acerca destes tipos de equipamentos (ERPs) e suas características.

2.3.1. Aparelhos de Exercício Resistido com Pesos (ERP)

De acordo com Rodrigues (2001) as modalidades de treinamento que podem ser desenvolvidas em musculação (TRP), são basicamente duas: o treinamento isométrico e o treinamento contra resistência dinâmica. Dessa maneira, podem-se utilizar aparelhos (máquinas) ou pesos livres e cada um apresenta vantagens e desvantagens próprias.

Os pesos livres consistem de halteres, anilhas e lastros, com equipamentos acessórios representados por banco e cavaletes. O que caracteriza os pesos livres são a versatilidade e o envolvimento sinérgico muscular maior para estabilização articular (RODRIGUES, 2001). Já Araújo Filho (1994), destaca que as máquinas (aparelhos) são projetadas para trabalhar certo número de exercícios tendo como característica “guiar” o movimento e tornar o exercício mais específico para um segmento anatômico.

Os aparelhos, por sua vez, segundo Rodrigues (2001) podem ser classificados em quatro tipos básicos:

- a) Aparelhos que utilizam um sistema de polias de raio invariável;
- b) Aparelhos de polia excêntrica, que apresentam diferentes medidas do ponto de giro à borda;
- c) Aparelhos com uso de um braço de alavanca munido de pesos que pendem livremente e;
- d) Aparelhos isocinéticos os quais são usados amplamente no campo da reabilitação músculo - articular.

Dentre estes quatro tipos, os mais populares nas salas de musculação são os três primeiros.

Já Campos (2002) classificou os tipos de aparelhos usados para TRP em seis diferentes tipos:

- a) Aparelhos com dispositivos de resistência constante (mesmo tipo um anterior);
- b) Aparelhos com dispositivos de gravidade dependentes (mesmo tipo três anterior);
- c) Aparelhos com dispositivos de resistência variável (mesmo tipo dois anterior);
- d) Aparelhos com dispositivos isocinéticos (idem tipo quatro anterior);
- e) Aparelhos com dispositivos assistidos por computador;
- f) Aparelhos com dispositivos elástico-resistidos.

A partir destas diferentes classificações, Crisostomo (2002) relata que os aparelhos utilizados em TRP nem sempre foram como os atuais. De acordo com o autor a primeira geração de equipamentos a serem utilizados em salas (chamados de ginásios na época) de musculação foram os de peso livre. Posteriormente, apareceram os aparelhos que utilizam roldanas para mudar a direção da resistência. Estas roldanas eram inicialmente fixadas no teto das academias, com as anilhas presas em uma extremidade e o praticante tracionando na outra. Esse tipo de aparelho era suscetível a muitos acidentes, pois, era comum a roldana soltar do teto ou as próprias anilhas, que ficavam soltas, balançavam e batiam em algum desatento.

A próxima geração de aparelhos foi uma revolução. Conhecidos como “APOLLOS” aglomeravam diversos exercícios em um só aparelho. Neles, encontravam-se os “puxadores” (alto, baixo e cruzadores), os equipamentos “pinados” (supinos, desenvolvimentos e *Leg Press*) e os equipamentos de carrinho (*Hack Squat*). Devido ao aumento da segurança que estes equipamentos ofereciam, o TRP começou a se popularizar.

Encontrou-se na literatura um estudo com data de 1978, dos autores Reilly e Thomas, que tinham como proposta a validação de um protótipo de um desses aparelhos multi-estações do tipo “APOLLO”. Os objetivos específicos do trabalho eram acomodar o máximo de exercícios em um só aparelho, o aparelho ser flexível no que se refere às adaptações antropométricas e servir tanto para atletas como para usuários recreacionais. Ainda, tinham como objetivo minimizar os riscos dos aparelhos de ERP até então construídos.

Hoje em dia já existem os aparelhos isocinéticos e computadorizados que foram citados anteriormente, no entanto o alto custo dos mesmos inviabiliza a sua comercialização para a maioria das academias que trabalham com TRP. Assim, de acordo com Crisostomo

(2002), surgiu a quarta geração (mais recente) de aparelhos. Os denominados “articulados”, que apresentam algumas vantagens e desvantagens comparadas aos demais aparelhos. Como vantagens o autor relata que são aparelhos relativamente baratos, pois se utilizam das mesmas anilhas dos aparelhos de “pesos livres”, os movimentos são executados em uma maior amplitude que os demais, estabilizam melhor o movimento durante o esforço e são de fácil utilização. Como desvantagens, possuem o inconveniente de que a troca de carga se dá de forma manual. O autor mostrou, em seu estudo, que existe uma variação de torque durante a amplitude destes aparelhos e que esta variação pode ser de elevar a resistência ou diminuí-la, dependendo do tipo de aparelho.

Para Campos (2002) estes aparelhos (de resistência variável), possuem a característica de alterar os braços de alavancas diminuindo ou aumentando a resistência durante diferentes momentos de um movimento, como comprovado por Crisostomo. Ainda, de acordo com o mesmo autor, uma vantagem biomecânica deste tipo de equipamento é que a resistência pode ser disposta para aumentar na posição em que os músculos podem produzir maior torque. Entretanto, coloca que são necessárias várias pesquisas para que os Profissionais de Educação Física compreendam melhor estes aparelhos e que os mesmos sejam bem adequados ao trabalho de TRP.

2.4. O exercício “Puxada Alta”

A adução do ombro no puxador vertical é um dos exercícios mais utilizados para o trabalho do músculo Grande Dorsal. Segundo Carpenter (2005), este exercício é realizado num plano frontal, rodando sobre um eixo antero-posterior e movimentando as articulações glenoumeral, escapulotorácica, umeroulnar e radiocarpal. Assim, ocorrem os seguintes movimentos: adução da glenoumeral, rotação interna da escapulotorácica, flexão da umeroulnar e adução da radiocarpal. Para que estes movimentos sejam realizados os músculos atuantes são: Grande Dorsal, peitoral maior (porção esternal), redondo maior, trapézio, subclávio, peitoral menor, Bíceps Braquial, braquial e braquiorradial (Carnaval, 2001).

Realizando uma análise biomecânica, percebemos que o maior braço de momento da resistência, neste exercício, acontece quando o braço está paralelo ao solo. Para Campos (2002) quando este exercício é realizado com sobrecargas baixas, o centro de gravidade do tronco se desloca para fora da base de suporte (quadril), gerando um torque, no sentido da extensão do quadril. Este torque é compensado pela contração dos flexores do quadril. Já

quando a sobrecarga utilizada ultrapassa o peso do tronco, os flexores do quadril não precisam se contrair, pois a própria resistência mantém o quadril nesta posição. Lembra ainda que a puxada pela frente isola mais a musculatura dorsal do que a puxada por trás da cabeça, pois essa contribui para a participação do músculo peitoral maior no movimento.

Contrariamente, Carpenter et al. (2006) refere que a diferença básica que existe entre a puxada por trás e a puxada pela frente (no caso de aparelhos de roldana) é a posição do tronco (mais estendido para a puxada pela frente) e a cervical (mais flexionada para a puxada por trás) e, em seu artigo (CARPENTER et al., 2007) conclui que a puxada por trás mostrou leve superioridade na ativação elétrica de quase todos os músculos quando comparado com a puxada por trás, porém apenas o trapézio apresentou diferença significativa de ativação (maior para a puxada por trás).

Outra divergência entre os autores mostra que ao realizar a adução do ombro o músculo Grande Dorsal também realiza a rotação medial do ombro. Neste sentido, Campos (2002) relata que o antebraço deveria ficar na posição vertical durante toda a amplitude de movimento e que o ombro deveria permanecer em rotação lateral. Já Carpenter (2005) enfatiza que a rotação medial do ombro é natural e que, além disso, este movimento protegeria mais esta articulação de possíveis lesões.

2.5 Estudos envolvendo eletromiografia e ERPs

Serão relatados, neste sub-capítulo, os artigos e trabalhos acadêmicos (teses, dissertações e monografias de especialização) encontrados na literatura, até a conclusão desta obra, que procuraram investigar, através da EMG, os ERPs que são utilizados em locais de TRP.

Primeiramente, é interessante observar que as investigações eletromiográficas, principalmente de investigadores brasileiros, sobre os exercícios resistidos, começaram por analisar os músculos abdominais já na década de 80.

Assim, Guimarães e Crescente (1984) estudaram, através da EMG, a atividade do músculo reto femoral e das regiões supra e infra-umbilical do músculo reto abdominal, em 11 exercícios abdominais os quais foram executados por cinco jovens estudantes com boa definição anatômica dos músculos estudados. Foi utilizada EMG de superfície e para análise dos sinais, parâmetros a partir da amplitude dos sinais. A cadência dos exercícios foi controlada por um metrônomo. Os sinais evidenciaram uma menor atividade do músculo reto

femoral para os exercícios em que as pernas repousavam sobre uma cadeira e uma maior ativação deste músculo quando o exercício era realizado em prancha inclinada. Finalizando, os autores chamam a atenção de os resultados, neste estudo, não se mostraram consistentes, sugerindo que diferentes indivíduos podem executar um mesmo exercício com diferente predominância dos músculos envolvidos.

Em 1987 Bankoff e Furlani também estudaram a atividade EMG dos músculos reto abdominal superior e inferior e oblíquo externo em 20 indivíduos adultos na execução de abdominais. Foram executados diversos exercícios na posição de decúbito dorsal, lateral, sentado e de joelhos. Dentre os exercícios em decúbito lateral, sentado no solo e de joelhos, os exercícios mais eficazes para os músculos estudados foram: levantamento do tronco em decúbito lateral com membros inferiores fixos no chão e hiperextensão do tronco nas posições de joelhos e sentado. O músculo mais ativado foi o oblíquo externo. O exercício menos eficaz para os músculos estudados foi o de abdução e adução do quadril na posição de decúbito lateral e rotação do tronco em posição sentada no solo.

Em seqüência, Vaz et al. (1991) estudaram eletromiograficamente o músculo reto femoral e as regiões supra e infra-umbilical do músculo reto abdominal de 20 sujeitos durante alguns exercícios abdominais. Foi utilizada EMG de superfície. Os autores concluem que: 1º flexionar ou estender os joelhos, bem como, fixar ou não os pés, nos exercícios convencionais não alteram significativamente a ativação das regiões supra e infra-abdominais; 2º os exercícios abdominais com declinação resultam em intensa atividade dos flexores do quadril; 3º os exercícios canivete e elevação dos membros inferiores com o executante suspenso em um espaldar exigem importante ativação das duas porções do reto abdominal e reto femoral. Os autores mostram ainda, que para os exercícios realizados na fase excêntrica obtiveram uma grande ativação da região infra-umbilical do reto abdominal, chegando a se tornar maior que as atividades elétricas na fase concêntrica, entretanto para a região supra-umbilical não foi notada diferença significativa.

A partir desta década (90) então, encontrou-se investigações abrangendo uma maior variação de ERPs através da instrumentação de EMG.

Golçalves et al. (1992) estudaram a quantificação EMG entre os músculos bíceps da coxa (longa), semitendíneo e gastrocnêmio (lateral) no ERP flexão de joelho em diferentes posturas (o estudo não mostra as curvas ou amplitudes do eletromiograma). Foram utilizados oito homens jovens saudáveis que utilizaram uma carga relativa de 50% de 1RM nos seguintes exercícios: flexão de joelho em pé e em decúbito ventral. Para a quantificação dos dados EMG foram utilizados eletrodos de superfície e para o controle do movimento um

eletrogoniômetro. O movimento de flexão do joelho foi realizado com e sem administração de carga através de uma “bota de ferro”. Os resultados foram analisados referentes aos valores eficazes (RMS) obtidos durante a amplitude total de movimento. Os autores concluem que o músculo semitendíneo apresentou atividade predominante em todos os movimentos com e sem administração de carga durante a amplitude abaixo de 45° na flexão de joelho em pé. A porção longa do bíceps da coxa apresentou sua maior atividade durante o movimento de flexão em pé com carga e acima de 45°. A mesma situação, porém sem carga, ocorreu com o gastrocnêmio. No movimento de flexão do joelho em decúbito ventral acima de 45° todos os músculos tiveram suas atividades reduzidas e no movimento realizado em pé, com ou sem carga, todos os músculos apresentaram ação predominante acima de 45°.

Masselli, Camargo e Bérzin (1993) realizaram um estudo cujo objetivo era analisar o comportamento EMG dos músculos dorsal longo do tórax e iliocostal lombar, componentes do grupo muscular eretor da espinha, durante a utilização dos ERPs mesas romanas plana e inclinada. Para isso utilizaram 23 mulheres jovens que foram submetidas à EMG de superfície e de profundidade (agulha) durante o exercício de flexão dos joelhos em mesa romana plana e inclinada. Foi utilizada uma carga absoluta geral de 8 kg. Os resultados mostraram que o modelo de mesa não determinou diferença de potencial de ação (PA) sobre os músculos observados e que, na comparação das médias dos potenciais de ação (PA) entre estes músculos o músculo iliocostal desenvolveu PA ligeiramente maior que o músculo dorsal longo. Foram comparados, também, os exercícios com a carga de 8 kg e sem carga alguma. Os resultados mostraram que as médias dos PA obtidas com carga foram relativamente mais altas que as médias registradas no movimento de forma livre. O que, segundo os autores, confirma o papel de estabilização destes músculos durante a flexão e extensão dos joelhos. Em 70% da amostra não houve diferença de PA entre as faixas de ângulos da amplitude de flexão dos joelhos. Embora este estudo tenha mostrado diferenças significativas em suas conclusões, não relata o grau de significância adotado para estas diferenças, bem como, não identifica o tipo de maquinário utilizado para o estudo.

Barnett, Kippers e Turner (1995) investigaram eletromiograficamente os efeitos de quatro diferentes condições de inclinação durante o ERP denominado “supino”. Duas distâncias diferentes entre as mãos com 80% da carga máxima (CM), foram investigadas em seis homens treinados no referido exercício. A EMG de superfície foi usada para avaliar a atividade do peitoral maior (esternocostal e clavicular), deltóide anterior e tríceps do braço (longa). O sinal EMG indicou alguns efeitos significantes a partir da inclinação e do espaço entre as mãos: o peitoral maior, porção clavicular, apresentou atividade semelhante para o

supino inclinado e horizontal; menor atividade no supino declinado, sendo que com estreito espaçamento das mãos apresentou maior atividade; na maior inclinação aumentou a atividade do deltóide anterior e no supino declinado e com estreito espaçamento entre as mãos apresentou maior atividade do tríceps.

Glass e Armstrong (1997) também estudaram o mesmo exercício em diferentes posições (inclinado a 30° e declinado a -15° da horizontal). Neste estudo somente as duas porções do peitoral maior (porções esternocostal e clavicular) foram mensuradas. Utilizaram para o estudo EMG de superfície em 15 homens treinados que completaram seis repetições em cada posição. O potencial de ação dos músculos foi coletado durante as fases concêntrica e excêntrica. Os resultados mostraram haver diferenças estatisticamente significativa somente para a porção esternocostal do músculo peitoral maior o qual se mostrou mais ativo na posição do banco declinado.

Leme (1999) voltou a estudar em sua tese de doutoramento o ERP “supino”. Agora, com as seguintes variações: supino horizontal e supino fechado com barra; crucifixo e supino realizados com halteres. Para essa análise mediu os PA dos mesmos músculos do estudo de Barnett, Kippers e Turner (peitoral maior, porções esternocostal e clavicular, deltóide anterior e tríceps do braço porção longa). Participaram do estudo 11 homens treinados em TRP os quais usaram EMG de superfície sincronizado a uma análise cinemática. Os resultados permitiram concluir que nos exercícios realizados com a barra, em particular o supino, o peitoral maior (duas porções) é o que apresenta maior atividade, porém com atividade semelhante aos outros músculos estudados com destaque ao tríceps no supino fechado. Nos exercícios realizados com halteres, em particular o supino, os músculos peitoral (duas porções) e deltóide são os que apresentam maior atividade, porém com atividade semelhante aos outros músculos estudados e com destaque ao deltóide para o crucifixo. O que chama atenção para esta análise é que não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os músculos e exercícios analisados, somente destaques.

Vaz et al. (1999) voltaram a publicar sobre os exercícios abdominais. Neste, realizaram um estudo cujos objetivos eram quantificar a atividade elétrica da musculatura abdominal em dois exercícios abdominais com e sem a utilização de equipamentos, assim como, compararem a atividade elétrica da musculatura abdominal em exercícios semelhantes realizados em seis diferentes tipos de aparelhos. A amostra foi composta de quatro estudantes jovens do gênero masculino que foram submetidos à EMG de superfície colocados sobre os músculos reto abdominal (supra e infra-umbilical) oblíquo externo e interno. Para a análise dos dados foram obtidos os valores “rms” na quantificação da atividade elétrica dos músculos.

O desenho experimental foi randomizado por sorteio (para as duas maneiras de exercício abdominal e os seis diferentes aparelhos) e a velocidade angular dos exercícios foi controlada. Os dados permitiram concluir que a utilização de aparelhos na realização de exercícios abdominais não parece ativar a musculatura abdominal com maior intensidade do que quando um mesmo exercício é executado sem auxílio de aparelhos. Os diferentes aparelhos parecem produzir o mesmo efeito na musculatura abdominal. Os autores alertam para a confirmação destes achados por novos estudos com diferentes amostras e com um número maior de avaliados.

Ainda sobre o uso de equipamentos em exercícios abdominais, no mesmo ano, foi encontrado o estudo de Warden e colaboradores que investigaram os picos de potencial elétrico muscular através de EMG de superfície nos músculos reto abdominal oblíquos externos e esternocleidomastóide durante o exercício abdominal convencional e o exercício executado utilizando um aparelho de abdominais que permite o apoio da cervical em um suporte para os membros superiores em duas alças (Abshaper). Os autores concluíram que os exercícios realizados com esse aparelho são mais eficazes para porção superior do músculo abdominal e que houve uma significativa redução na atividade eletromiográfica do músculo esternocleidomastóide, fazendo com que a flexão da coluna cervical fosse controlada.

Bauer, Fry e Carter (1999) investigaram o uso do suporte lombar, em levantadores de peso durante o exercício de agachamento, na atividade elétrica dos músculos espinhais. Foi usada EMG de superfície com frequência de aquisição dos sinais de 800 hz com análise dos dados a partir do percentual médio da linha de base dos dados e sincronizados a uma análise cinemática de 30 hz. Utilizaram 10 homens experientes em exercícios resistivos com idade colegial. O exercício proposto foi o agachamento paralelo com uma carga de 60% de 1RM, com e sem o uso de cinto lombar. Os músculos eretores espinhais lombares (bilateral) e torácicos foram avaliados. Como resultados, os autores relatam que os músculos eretores lombares tiveram uma atividade maior quando foi realizado o exercício com o uso do cinto pélvico.

Silva, Gonçalves e Bérzin (2001) voltaram a publicar sobre o ERP denominado “supino”, porém, uma variação chamada no cotidiano das academias de “crucifixo”. Analisaram eletromiograficamente os mesmos músculos dos autores citados anteriormente (músculos peitoral maior porções esternocostal e clavicular, deltóide anterior e tríceps porção longa). Não houve variação do exercício sendo analisada somente na sua forma mais utilizada, a horizontal. Para tal, avaliaram 11 homens, com cargas de 20% do peso individual. Utilizou-se EMG de superfície cujos dados foram normalizados pela contração isométrica

voluntária máxima (CIVM). A banda de aquisição dos sinais situou-se entre 20 e 500 hz e analisados a partir do valor eficaz (rms). Os dados EMG foram sincronizados a uma análise cinemática de 30 quadros por segundo. A partir dos resultados, os autores concluíram que em ambas as fases do movimento o músculo mais ativo é o peitoral maior porção clavicular, sendo que todos os músculos analisados são mais ativos na fase concêntrica.

Escamilla et al. (2001) em um dos raros estudos que aliaram vários métodos (cinemática, cinética e EMG) de análise do movimento em exercícios resistidos, estudaram as forças na articulação do joelho e a atividade muscular de vários músculos da coxa, durante a realização dos ERPs agachamento livre e em máquina, com variações da técnica de colocação dos pés. Foram utilizadas cargas relativas a 12 repetições máximas (RMs) em 10 homens experientes no referido exercício. Usou-se EMG de superfície captando sinais a uma banda de frequência de 15 a 500 Hz e uma frequência de aquisição de 960 hz sincronizados eletronicamente a equipamentos de vídeo e plataformas de força. Os resultados mostraram que existem diferenças nas atividades musculares e força na articulação do joelho quando se realiza exercícios de agachamento na máquina e de forma livre, bem como, essas diferenças também foram notadas com as diferentes formas (técnicas) de realizar os exercícios. Os autores colocam que estes exercícios podem ser efetivos em programas de reabilitação da articulação do joelho, mas que devem ser usados com cautela.

Signorile, Zink e Szwed (2002) realizaram um estudo interessante que teve como objetivo investigar o efeito de diferentes posições das mãos na atividade EMG de músculos considerados agonistas do ERP denominado “Puxada Alta”. Dez homens saudáveis participaram do estudo executando três repetições à 10RMs, pré-determinadas experimentalmente. O experimento constou de realizar o exercício com quatro diferentes formas de segurar o aparelho. O método EMG foi de superfície com os resultados normalizados pela CVM e expressos em “rms”. Os resultados indicaram que as mudanças na forma de segurar o aparelho afetam significativamente à atividade muscular envolvida no exercício.

Flanagan et al. (2003) caracterizaram os ângulos e momentos articulares, potência, trabalho, impulso e padrão de recrutamento da musculatura dos membros inferiores associados a dois tipos de agachamento (meio-agachamento e agachamento realizado com auxílio de uma cadeira). Participaram do estudo 22 idosos (nove homens e 13 mulheres) que foram avaliados por EMG de superfície a uma frequência de aquisição dos sinais de 1.200Hz e que foram normalizados por função temporal (rms). Os resultados mostraram que o agachamento em cadeira gerou ângulo de flexão do quadril, pico de momento e potência de

trabalho maior para esta articulação que o agachamento livre. Já o agachamento livre gerou um maior ângulo articular no joelho e tornozelo com respectivos picos de momento e de trabalho. Este ainda gerou um maior impulso na extensão de joelho e flexão plantar, bem como, um impulso de suporte maior que o outro tipo de agachamento. O pico de atividade muscular associou-se com o pico do momento para as articulações no agachamento com a cadeira. A mesma característica ocorreu para o agachamento livre, porém de maneira menos consistente.

Pardal et al. (2003) realizaram um estudo que teve como objetivo descrever e comparar o padrão de recrutamento muscular, o tempo de ativação e as fases de ação muscular em três formas de exercícios para o fortalecimento abdominal em indivíduos iniciantes (abdominal convencional, abdominal na prancha declinada e flexão do quadril em cadeia aberta em decúbito dorsal). Foram avaliados os músculos, reto abdominal superior e inferior, oblíquo externo e reto femoral de cinco homens adultos. Para o registro da atividade elétrica, foram utilizados eletrodos de superfície os quais registraram sinais de frequência entre 20 e 450 hz e com uma frequência de aquisição de 1.000Hz por 10 segundos. Foram comparadas as atividades elétricas dos músculos selecionados em três exercícios: abdominal convencional, abdominal convencional com declinação de 15° e flexão do quadril em cadeia aberta. Os exercícios foram realizados com cadência livre totalizando cinco repetições cada um. Os sinais do EMG foram analisados por envoltórios lineares e normalizados pela sua média. A captura dos sinais possuiu uma sincronização com as fases do exercício. Os resultados encontrados apresentam diferenças significativas entre as ativações musculares e os exercícios, porém se opõem aos outros resultados encontrados na literatura, anteriormente publicada. O músculo reto abdominal porção superior foi mais ativo no exercício de flexão do quadril e a porção inferior possuiu uma maior ativação durante o exercício abdominal convencional. O exercício que menos ativou os retos abdominais foi o executado em prancha inclinada, justamente o que mais ativou o reto femoral.

Fornari et al. (2003) estudaram as respostas EMG dos músculos abdominais e paravertebrais em exercícios terapêuticos para o tratamento da lombalgia. Três exercícios amplamente usados no tratamento fisioterápico de lombalgias: inclinação pélvica (anteversão e retroversão pélvica), fazer a ponte (extensão de quadril) e abdominal convencional sem elevação do tronco. Para tal avaliaram os músculos eretores da espinha (lombar), glúteo máximo, reto abdominal nas porções infra e supra-umbilical e o reto femoral (só em um dos exercícios) de dez homens divididos em dois grupos de cinco (com e sem histórico de lombalgia recente). Foram utilizados eletrodos de superfície com resultados obtidos a partir de

envoltórios lineares de início e final, bem como, pico da ativação muscular (magnitude e instante). Utilizaram, também, um “trigger” (sinal externo) de forma a sincronizar as fases do movimento e identificar o ciclo de cada exercício. Concluiu-se que durante o exercício de inclinação pélvica ativa menos a musculatura abdominal e glútea que os outros exercícios com a mesma função, mostrando ser interessante somente para fases iniciais de tratamento porque ativa o reto abdominal por um menor período de tempo que o exercício abdominal. O exercício de fazer a ponte ativou o glúteo máximo em maior magnitude e por um maior período do que o exercício de inclinação pélvica. A ativação muscular do músculo eretor da espinha apresentou uma assimetria no pico de ativação em indivíduos com lombalgia em relação ao grupo controle. Para o músculo eretor direito houve um atraso no pico e o músculo eretor esquerdo um adiantamento neste pico, o que destaca uma incapacidade funcional destes sujeitos. No exercício abdominal os sujeitos com lombalgia adiantaram o pico de ativação do reto femoral em relação ao grupo controle o que mostra uma possível alteração mecânica dos movimentos de equilíbrio pélvico.

Peixoto, et al. (2007) analisaram biomecanicamente o ERP agachamento livre com barra em diferentes alturas de calcanhares. Para isso coletaram dados cinemáticos, cinéticos e EMG de 10 estudantes universitários (cinco masculinos e cinco femininos) praticantes regulares do exercício proposto, com experiência de, no mínimo, seis meses. Em relação à EMG os músculos estudados foram: eretor espinhal lombar, glúteo máximo, bíceps femoral, vasto lateral e reto femoral. Foi utilizada EMG de superfície a uma frequência de 1860 Hz com eletrodos passivos. Seus resultados não mostraram diferenças significativas nas variáveis cinemáticas estudadas (ângulos articulares e velocidade escalar), força vertical de reação do solo e atividade EMG entre as condições testadas (sem apoio para o calcanhar e com apoio de 15 e 30 mm), exceto para os ângulos máximos da articulação do tornozelo entre as condições sem apoio e com apoio de 30 mm. Os autores sugerem que a utilização do apoio nos calcanhares está mais relacionada a uma estratégia de variação do exercício visando reduzir sobrecargas articulares (no joelho) e contribuindo para manutenção do equilíbrio na execução, sem comprometer a participação muscular.

Sá (2007) comparou as respostas EMG do músculo Grande Dorsal frente a diferentes aparelhos de ERP (barras, puxadas e remadas) e com diferentes variações em cada ERP (barra por trás, pela frente com supinação e pronação; puxadas por trás com pronação aberta e pela frente com supinação; remadas unilateral com pegadas em semi-pronação e supinação; e remada baixa), procurando agrupá-los em blocos de acordo com o sinal EMG. Foi utilizada EMG de superfície a uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O autor conclui que as

variações do ERP remada unilateral produziram respostas EMG significativamente superiores a todos os outros exercícios, embora não tenham diferido entre si. Diz ainda que os exercícios puderam ser agrupados em três blocos e que a troca de exercícios em um mesmo bloco durante o processo de treinamento não alterará significativamente a resposta EMG do músculo Grande Dorsal.

Carpenter, Novaes e Batista (2007) também investigaram comparativamente exercícios que tem como objetivo o treinamento do músculo Grande Dorsal. Assim, comparou a ativação EMG deste músculo e de outros (bíceps e tríceps braquial, trapézio e peitoral maior) em duas variações do ERP denominado “Puxada Alta” (por trás e pela frente) e em diferentes procedimentos de execução (com cadência a 80% de 1RM, sem cadência a 80% de 1RM e sem cadência a 70% de 1RM). Doze sujeitos treinados em ambos os exercícios foram utilizados e o valor RMS foi utilizado para demonstrar as respostas EMG. Os autores concluem que existe diferença significativa apenas para o músculo trapézio realizando a puxada por trás, os outros músculos (quase todos) mostraram, apenas, leve superioridade de ativação elétrica nesta variação de puxada.

3. MÉTODO

3.1. Caracterização da pesquisa

De acordo com a caracterização de Thomas e Nelson (2002), o estudo pode ser definido de acordo com os objetivos como do tipo descritivo, pois, segundo estes autores, busca descrever a realidade dos fenômenos apresentados para posterior compreensão. Apresenta também um caráter correlacional, à medida que se verifica a relação entre os resultados mensurados da EMG, ângulos articulares e demais variáveis associadas às características induzida por cada um dos dois aparelhos de musculação estudados.

Do ponto de vista dos procedimentos técnicos (Gil, 1991) pode-se enquadrá-la como sendo do tipo “Pesquisa Experimental”, pois, determinado o objeto de estudo (ERP Puxada Alta), selecionaram-se as variáveis que seriam capazes de influenciá-lo (aparelho de polia fixa e aparelho articulado), definem-se as formas de controle e das respostas dos efeitos que a variável produz no objeto de estudo.

O método foi selecionado a partir do problema estabelecido e com base no referencial teórico, visando atingir os objetivos propostos conforme ilustrado no organograma da Figura 1 a seguir.

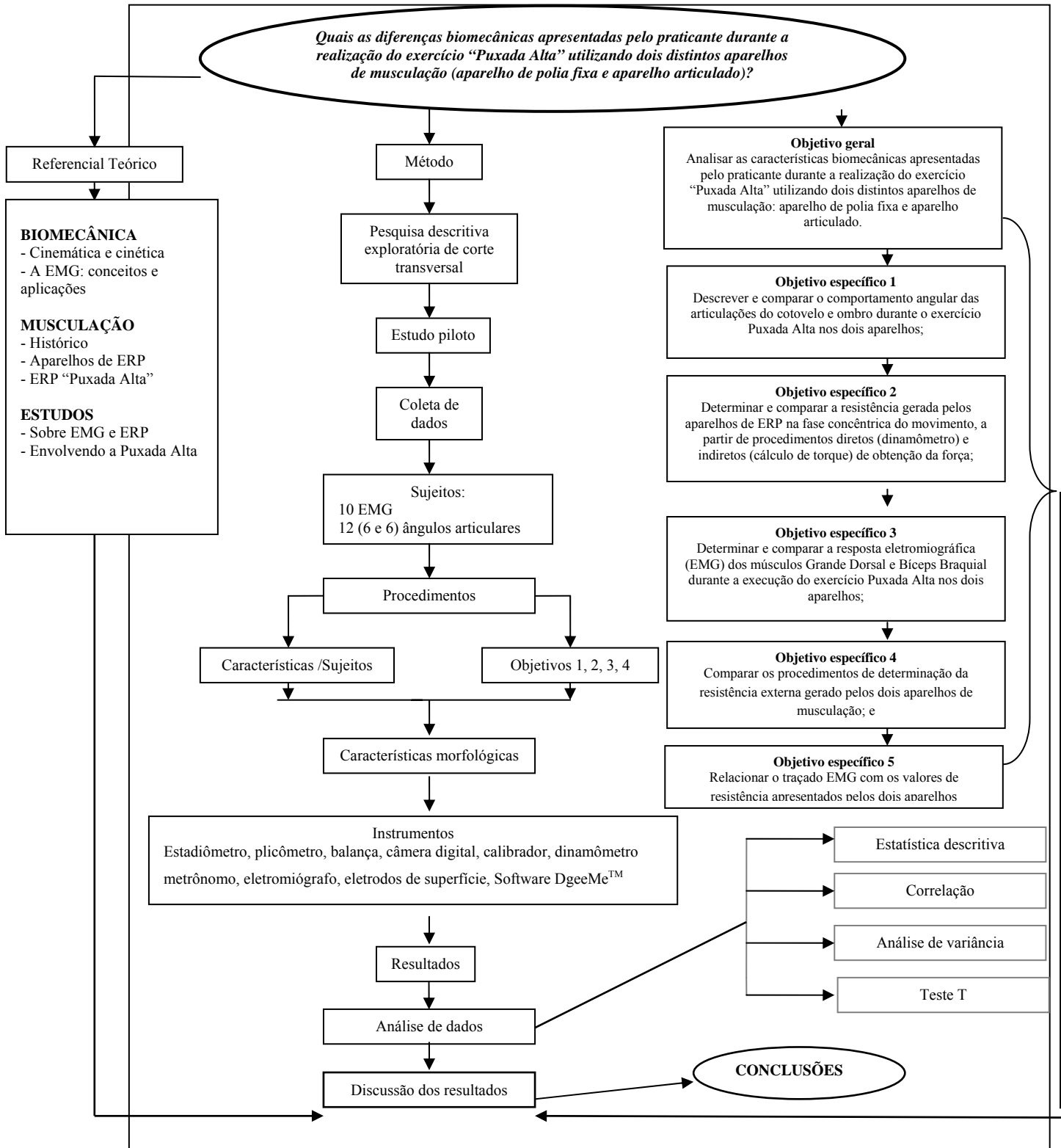


Figura 1 – Organograma da pesquisa.

3.2. Local e Sujeitos da pesquisa

A coleta dos dados desta pesquisa foi realizada em quatro etapas. A primeira etapa foi referente à coleta dos ângulos articulares ao executar o aparelho Puxada Alta com polia fixa (neste trabalho denominado de aparelho tradicional - AT). A segunda etapa foi referente à coleta dos ângulos articulares ao executar o aparelho Puxada Alta articulado (neste trabalho denominado de aparelho articulado - AA). E a terceira etapa foi referente à coleta dos dados Eletromiográficos em ambos os aparelhos. Finalmente, a quarta etapa refere-se à coleta dos dados sobre as resistências dos aparelhos.

A coleta dos dados para a obtenção das variáveis biomecânicas referentes aos ângulos articulares dos indivíduos, durante a realização do exercício Puxada Alta no aparelho AT, deu-se na academia de musculação do Centro de Educação Física e Desportos da Universidade Federal de Santa Maria/RS e a coleta dos ângulos articulares do aparelho AA foi realizada na Academia *Atitude Vital* da cidade de Frederico Westphalen/RS.

Os dados referentes à EMG dos músculos testados, foram coletados na academia *Atitude Vital* devido às facilidades técnicas para a realização dos procedimentos de pesquisa e por apresentar ambos os equipamentos de ERP escolhidos para o estudo.

Assim, para os dados EMG, foram selecionados intencionalmente dez sujeitos, do gênero masculino, sem histórico de lesão na articulação do ombro, ou algias recentes, treinados em TRP e familiarizados aos exercícios propostos para análise no presente estudo.

Para a coleta dos dados referente às variáveis angulares, foram selecionados intencionalmente 12 sujeitos treinados (seis para o aparelho tradicional – AT – e outros seis para o aparelho articulado - AA) os quais possuísem envergaduras semelhantes. Assim, estabeleceram-se dois grupos, um para o ERP AT, com os sujeitos medindo 1,72m de envergadura média e outro para o ERP AA, com média de envergadura de 1,74m.

A composição dos grupos deu-se em função do que foi preconizado por outros estudos semelhantes, de acordo com os seguintes critérios de inclusão: (a) para a inclusão no grupo que pertenceria à coleta dos dados de EMG, os sujeitos deveriam ser adultos jovens (MOURA, et al. 1997; RUFINO et al., 2000; CAMPOS 2000); deveriam apresentar baixo percentual de gordura (MARCHETTI; DUARTE, 2006; KONRAD, 2005; SODERBERG; KNUTSON, 2000); e deveriam ser treinados em TRP e familiarizados aos exercícios propostos (MONTEIRO, 1998; ZATSIORSKI, 2004; CARPENTER et al., 2007); (b) para a inclusão dos sujeitos que pertenceriam aos grupos referentes aos dados angulares dos

movimentos, a envergadura foi a variável determinante. Desta forma, com a inclusão dos sujeitos com envergaduras semelhantes seguiu-se o que preconizaram Silva et al. (2007), onde estes autores afirmam que diferentes envergaduras irão influenciar na cinemática deste exercício e, conseqüentemente, na ação da musculatura agonista empregada em sua execução.

3.3. Variáveis do estudo

As variáveis independentes relacionam-se aos dois aparelhos de ERP que foram avaliados neste estudo, quais sejam, o aparelho tradicional (AT) e o aparelho articulado (AA), e as variáveis dependentes (variáveis biomecânicas), se referem às resistências oferecidas pela carga dos aparelhos, os ângulos articulares e as respostas da EMG dos músculos Grande Dorsal e Bíceps Braquial dos sujeitos ao se exercitarem em tais máquinas. Na seqüência serão descritas estas variáveis.

3.3.1 Variáveis independentes

- **Aparelho de ERP Puxada Alta Tradicional (AT)**

Refere-se ao aparelho denominado “Puxada Alta” com roldanas de raio invariável da marca *PHYSICUS*. Este tipo de ERP é um dos mais comuns encontrados nas academias aparelhadas para TRP (Figura 2) para o trabalho, principalmente, do músculo Grande Dorsal.



Figura 2 – Aparelho tradicional de musculação (AT) para o exercício “Puxada Alta” utilizado para a realização do estudo. Na primeira foto pode ser identificado a barra de tração e, na segunda foto, a vista sagital mostrando o sistema de polias do sistema.

- **Aparelho de ERP Puxada Articulada (AA)**

Refere-se ao aparelho denominado “Puxada Alta”, da marca FLEX, com mecanismo de tração por sistema de alavancas do tipo “interfixa” com carga composta de anilhas adicionadas ao sistema. É um aparelho da 3ª geração de equipamentos de ERPs cuja entrada no mercado de academias é mais recente (Figura 3).



Figura 3 – Fotos do aparelho do tipo articulado (AA) para o exercício de musculação “Puxada Alta” utilizado para a realização do estudo. Na primeira foto pode ser identificado o posicionamento do sujeito no aparelho e, na segunda foto, a vista sagital mostrando o sistema de alavanca do sistema.

3.3.2 Variáveis dependentes

- **Carga gerada pelos aparelhos – método direto:** refere-se à carga gerada pelos aparelhos medida por metodologia direta através da “célula de carga” (Figura 4) expressa em percentual (%) da carga real colocada no aparelho.
- **Carga gerada pelos aparelhos – método indireto:** refere-se à carga gerada pelos aparelhos medida por metodologia indireta (cálculos de torque) através de valores inerciais fornecidos pela análise cinemática dos aparelhos. Também será expressa em percentual da carga real colocada no aparelho.
- **Ângulos articulares:** refere-se aos ângulos articulares das articulações dos ombros e cotovelos durante a fase concêntrica do movimento, induzido através do exercício executado em cada aparelho de ERP.

- **EMG dos músculos Grande Dorsal e Bíceps Braquial:** refere-se ao valor “rms” do sinal EMG, normalizado em percentuais dos valores de pico (média de três picos) da FDM em cada aparelho.
- **Variáveis antropométricas:** referem-se ao percentual de gordura, estatura e massa corporal total dos participantes da coleta da EMG. Ainda, as envergaduras dos participantes da coleta da cinemática angular.
- **Dados neuromusculares:** refere-se aos valores de FDM que cada participante das coletas de EMG alcançaram em cada aparelho estudado.



Figura 4 – Foto da célula de carga extensiométrica utilizada para mensurar a força exercida pelo sujeito durante os procedimentos de coleta de dados em cada um dos aparelhos de musculação selecionados para o experimento. As setas indicam a direção da força de tração e da resistência.

3.4. Referências anatômicas e físicas

Na Figura 5 pode-se visualizar os pontos físicos do aparelho AA que foram utilizados para os cálculos inerciais da carga. O ponto que correspondia o local de aplicação da força do executante (1) até o ponto que correspondia o eixo do aparelho (2) forma o braço de momento de força (BMF). O ponto dois até o ponto de aplicação da força do contrapeso (3) forma o braço de momento de resistência do contrapeso (BMRcp). O ponto dois até o ponto de aplicação da força de resistência (4) forma o braço de momento de resistência do peso (BMR).

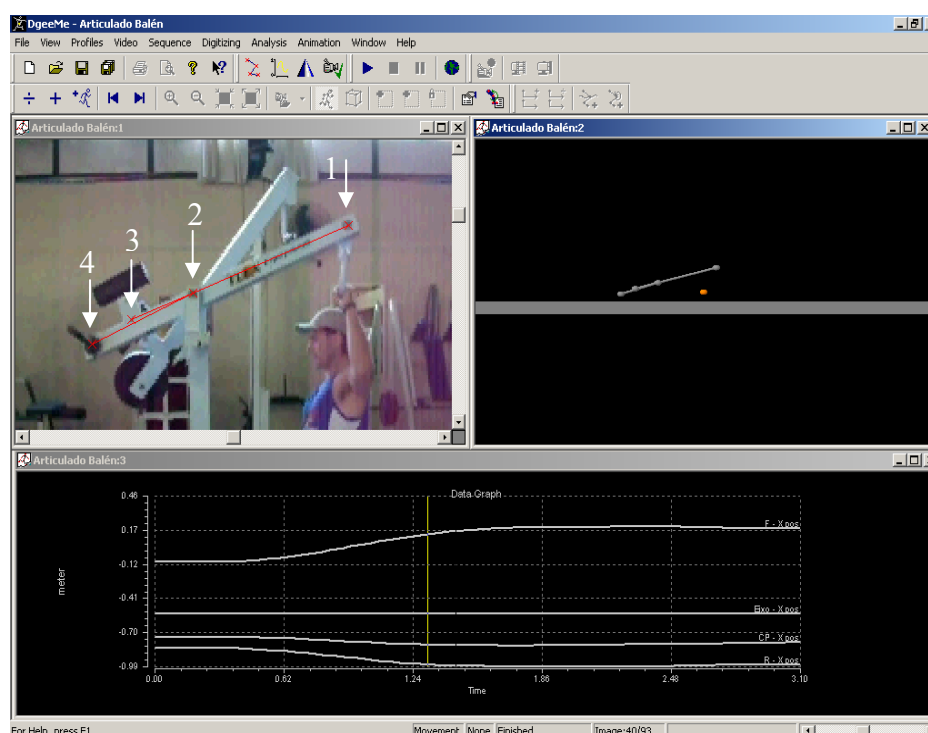


Figura 5 – Imagem da tela principal do software DgeeMeTM (www.geeware.com) utilizado para a análise dos dados de posição referentes ao aparelho de musculação articulado, denominado na pesquisa com “AA”.

Na Figura 6 é possível observar os pontos anatômicos que foram utilizados para a determinação dos valores angulares de ombro e de cotovelo. A crista ilíaca, acrômio e epicôndilo lateral formam o ângulo do ombro. O acrômio, o epicôndilo lateral e o punho formam o ângulo do cotovelo.

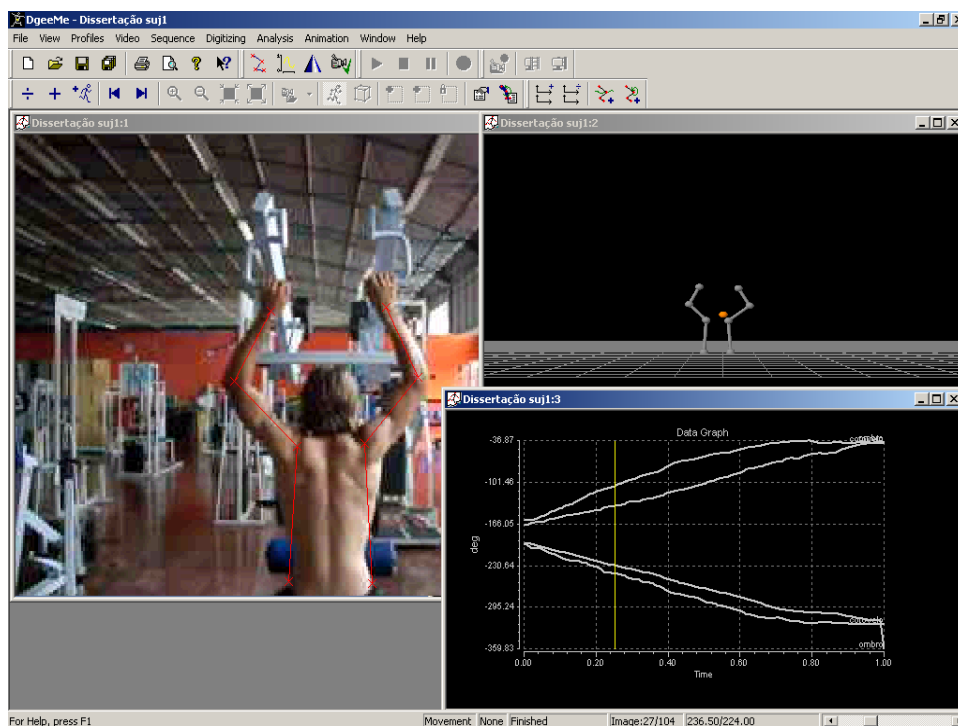


Figura 6 – Imagem da tela principal de análise cinemática do software DgeeMe™ (www.geeware.com) que proporcionou os valores angulares das articulações do ombro e cotovelo para análise do movimento.

A Figura 7 evidencia a colocação anatômica dos eletrodos para a captação dos sinais elétricos provindos da musculatura do Grande Dorsal, a qual segue a recomendação de Konrad (2005). Para a fixação dos eletrodos na musculatura do Bíceps Braquial seguiu-se o mesmo autor como padronização.



Figura 7 – Foto de um sujeito com os eletrodos da eletromiografia fixados na superfície da pele, nos pontos referentes aos músculos de interesse utilizados para a coleta de dados.

3.5. Instrumentos de Medidas

- Quanto à coleta dos dados antropométricos:
 - estadiômetro da marca SANNY com precisão de 1 mm;
 - plicômetro clínico da marca CESCORF com precisão de 1 mm;
 - balança da marca FILIZOLA, com precisão de 100g.
- Quanto à videografia bidimensional:
 - Coleta dos ângulos articulares do aparelho AT
 - Câmera filmadora analógica do Sistema “*Peak Motus*” (60 Hz).
 - Calibrador em escala de alumínio com duas marcações com um metro entre elas
 - Coleta dos ângulos articulares do aparelho AA
 - Câmera fotográfica digital BenQ, modelo DC540, com velocidade de aquisição de 30 Hz;
 - Calibrador plano em forma de “cruz”, com cinco pontos, medindo 60 cm entre eles.
- Quanto à dinamometria para a coleta dos valores de carga:
 - “célula de carga” da marca Miotec equipamentos biomédicos, fabricado em Porto alegre/RS, com capacidade de 200 kg.
- Quanto à coleta dos dados EMG de cada músculo em análise:
 - Metrônomo digital da marca “Qwik time”;
 - Eletromiógrafo Miotool 400 fabricado pela Miotec equipamentos biomédicos, Porto alegre/RS, de quatro canais com ganho de 2000 vezes, operando a uma frequência de aquisição de 2000 Hz;
 - Eletrodos de superfície mono polares passivos Ag/AgCl, da marca 3M, modelo 2223 com área de captação de 1,5cm².
- Quanto à digitalização das imagens e obtenção das variáveis angulares:
 - Ângulos articulares do aparelho AT
 - Sistema *Peak Motus* (*Peak Performance Inc.*)
 - Ângulos articulares do aparelho AA
 - Software DgeeMeTM, versão 1.0, de 2002, fornecido gratuitamente pela GeeWare®, para análises bidimensionais (Figuras 5 e 6).

3.6. Procedimentos para a coleta de dados

3.6.1. Procedimentos gerais

Em visitação à academia (*Atitude Vital*) era realizada a triagem dos sujeitos com um convite informal para participação voluntária na pesquisa. Com os voluntários era realizado

um processo informativo dos procedimentos da pesquisa e, a partir daí era realizada a identificação dos indivíduos com as características necessárias para o desenvolvimento da pesquisa com posterior consentimento e assinatura do “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido” aprovado pelo comitê de ética da Universidade do Sul de Santa Catarina – UNISUL, sob número de processo 08.015.4.09. III.

Após este procedimento de triagem inicial, foi selecionado o grupo de estudo que serviria para a coleta dos dados EMG. Com eles foi realizado o levantamento dos dados antropométricos e uma *Anamnese* com o objetivo de verificar qual o tempo de prática em TRP dos sujeitos, bem como, qual a frequência semanal de prática do exercício proposto e em qual aparelho estaria treinando atualmente.

Para o estabelecimento das características morfológicas de interesse realizou-se medidas antropométricas de acordo com as técnicas recomendadas pelo *Anthropometric Standardization reference Manual* descritas por Lohman et al. (1988).

Foram coletados dados referentes à massa corporal total, estatura, envergadura e dobras cutâneas. Estas últimas com o objetivo da determinação do percentual de gordura (calculado a partir do modelo de dois compartimentos pela equação de Siri (1961) a partir da densidade corporal predita pela equação generalizada de Jackson e Pollock (1978)).

Para a aquisição dos dados referente às respostas EMG dos músculos testados, a cadência de execução do movimento foi controlada a uma frequência de 100 bpm divididos em $\frac{3}{4}$. Mesma cadência utilizada no trabalho realizado por Carpenter et al. (2007) o qual investigou o mesmo tipo de ERP. Desta forma a cada três toques sonoros, o sujeito deveria executar uma fase da contração do exercício, o que levaria a percorrer cada fase de contração em aproximadamente um segundo e meio. Assim as cinco repetições realizadas não excederiam a 15s, ocupando muito pouco o sistema glicolítico anaeróbico (MCARDLE et al. 1998) o que poderia provocar fadiga muscular que interferiria no sinal EMG.

O controle de cadência se fez necessário em virtude das grandes acelerações e desacelerações que podem ocorrer na execução dos movimentos podendo influenciar na variação da força de resistência externa (Dos Santos, et al., 2007) e conseqüentemente na ativação muscular. Neste sentido o controle da cadência dos movimentos foi realizado uniformizando as variações de aceleração e desaceleração de todos os sujeitos.

3.6.2 Obtenção dos dados da carga (Resistência)

A célula de carga utilizada para este fim foi colocada no final do cabo de aço, para o sistema AT, entre este e a barra que o executante realizou a empunhadura e assim, calibrado. Para o sistema AA a célula de carga foi colocada no próprio local de empunhadura do aparelho. Dessa forma, toda a carga que os aparelhos transmitissem ao executante seria sentida, e conseqüentemente medida, pelo dinamômetro.

3.6.3 Coleta dos dados referentes às características inerciais do aparelho AA

A coleta dos dados de posição do aparelho deu-se a partir de uma análise por videografia bidimensional. Assim, o posicionamento da câmera deu-se perpendicularmente ao plano sagital (vista lateral – figura 5) plano em que poderia se observar o movimento do sistema mecânico em análise. A calibração espacial foi feita através de um quadro com cinco marcações em forma de cruz (uma no meio e quatro laterais) com dimensões conhecidas (60 cm entre os pontos laterais e o ponto central) as quais eram informadas posteriormente para o sistema de análise (DgeeMe).

As análises de posição do aparelho AT não se fizeram necessárias em virtude da não variar os BMF e BMR, pela característica mecânica das roldanas que compõe do sistema.

3.6.4 Procedimento de coleta da força dinâmica máxima (FDM)

Para homogeneização do trabalho que os sujeitos iriam realizar durante a coleta dos dados EMG, foi determinado primeiramente o valor referente à FDM dos indivíduos através do teste de uma repetição máxima (1RM). Este valor é referenciado como 100% de força para os grupos musculares específicos mensurados. O teste de uma 1 RM tem o objetivo de encontrar a carga máxima com que o indivíduo conseguiria realizar apenas uma repetição de determinado exercício, a partir de um de esforço neuromuscular progressivo máximo.

Assim, para a obtenção da FDM, foi utilizado um protocolo do teste de uma repetição máxima (1RM), seguindo-se o protocolo proposto por Moura et al. (1997), descrito a seguir.

Protocolo de 1RM

Após a explicação do teste ao avaliado, um aquecimento prévio e a demonstração da execução correta do exercício, o teste foi realizado da seguinte forma:

a) Determinação da quilagem absoluta inicial da testagem:

A quilagem absoluta inicial foi a mesma que o indivíduo utilizava no cotidiano do seu treinamento.

b) Continuidade das tentativas de superação de quilagem

O indivíduo deveria realizar duas repetições do exercício de forma correta e completa, para caracterizar uma tentativa de superação da quilagem. Entre cada tentativa foi observada uma pausa recuperativa com duração mínima de 1 minuto para as quilagens de baixa intensidade; aumentando progressivamente o tempo de intervalo, de forma proporcional ao aumento das quilagens, até a duração máxima de 5 minutos para as quilagens elevadas, e assim sucessivamente até que o avaliado não mais conseguisse realizar a segunda repetição dentro da mesma tentativa, caracterizando sua capacidade máxima de trabalho para o respectivo movimento.

c) Determinação da quilagem absoluta final da testagem (1RM)

A finalização do teste deu-se quando o avaliado executava um único movimento correto com a quilagem atingida, não conseguindo proceder com a segunda tentativa em toda a sua amplitude e de forma mecanicamente correta. A quilagem superada na tentativa onde esta só foi vencida na primeira repetição caracterizava sua FDM, ou seja, a sua uma Repetição Máxima (1RM).

Ficou estabelecido um mínimo de 72h entre os testes de FDM dos dois aparelhos (AT e AA), para houvesse um restabelecimento orgânico completo dos sujeitos. Um máximo de 120h foi adotado para otimização do tempo de coleta e evitar o efeito treinabilidade. Sendo que, a coleta dos dados, foi realizada depois de 5 dias dos procedimentos iniciais.

3.6.5 Procedimento de coleta dos dados referentes à atividade muscular (EMG)

Com os valores já determinados da FDM (100%), foram calculados os valores submáximos correspondente a 75% da FDM, assim, obtendo-se os valores (quilagens relativas) da força que seria empregada.

Após isso, foi realizada a colocação dos eletrodos seguindo a preparação técnica sugerida pela ISEK composta das seguintes etapas: tricotomia dos locais a serem colocados os eletrodos; limpeza do local por meio de solução alcoólica, de tal maneira que o rubor da pele ficava-se evidenciado.

Em seguida, foi realizada a fixação dos eletrodos em pares, paralelos em relação às fibras musculares testadas (Grande Dorsal e Bíceps Braquial ambos do lado direito), e com distância inter-eletrodos (centro a centro) de três centímetros (conforme orientação do fabricante - Miotec), os quais foram colocados sobre os ventres musculares seguindo as recomendações de Konrad (2005). Outro eletrodo foi fixado em local mais rígido (acrômio) em distância próxima aos pares de eletrodos musculares. A este eletrodo denomina-se “terra” e é utilizado a fim de reduzir a interferência do sinal. Assim sendo, quando os executantes realizavam as repetições dos exercícios, os movimentos não provocariam ruídos adicionais ao sinal mioelétrico (KONRAD, 2005).

Com os eletrodos fixados os sujeitos estavam prontos para executar o protocolo de teste de coleta da EMG, conforme mostra a **Quadro 1**.

| | | | |
|-------------------|----------------------------|-------------------|----------------------------|
| 1RM no 1º sistema | 5 repetições no 1º sistema | 1RM no 2º sistema | 5 repetições no 2º sistema |
| 3 min de repouso | 5 min de repouso | 3 min de repouso | |

Quadro 1 – Representação esquemática da etapa experimental de coleta dos dados adotados para a EMG.

O procedimento padrão adotado para os testes foi o seguinte:

- Sentados no aparelho e com as mãos segurando a empunhadura de cada aparelho, o sujeito se encontrava pronto para o início das coletas.
- A posição inicial (Figura 8 esquerda) se deu quando o sujeito estava com os ombros abduzidos, os cotovelos estendidos e com elevação da escápula-torácica.
- O movimento seguiu com a adução do ombro, flexão do cotovelo até que este atinja (Figura 8 direita) a linha nucal superior. Procedimento idêntico ao trabalho de Silva et al. (2007), tanto para o AT quanto para o AA.

A Figura 8 mostra o padrão de início e final do movimento, para o aparelho AA.



Figura 8 – Fotos dos sujeitos na posição inicial e final do ERP Puxada Alta articulada, respectivamente.

Inicialmente os sujeitos realizavam uma repetição com carga máxima (a mesma obtida no teste de FDM). Após um descanso de três minutos realizaram cinco movimentos completos (fase concêntrica mais fase excêntrica) do exercício proposto. Novamente um intervalo recuperativo de cinco minutos com troca de aparelho e repetia-se o procedimento do primeiro aparelho.

O tempo de intervalo de três e cinco minutos é devido à recuperação do sistema imediato de energia (ATP-CP), pois segundo McArdle et al. (1998 p.396) referindo-se a testes de 1RM “intervalos de repouso apropriado que oscilem de 1 a 5 minutos costumam ser suficientes antes de tentar um levantamento com o próximo peso mais pesado”. O trabalho de Weir et al. (1994) configurou que intervalos de um minuto entre levantamentos de 1RM eram satisfatórios para conseguir levantamentos máximos. Assim estes intervalos recuperativos metabólicos são suficientes para a recuperação energética imediata (ATP-CP) entre as tentativas de superação de quilagem, evitando o efeito de uma possível fadiga muscular, o que interferiria no sinal EMG (LOSS, et al., 1998).

Ainda, foi utilizado um “*trigger*” (sinal externo) de forma a sincronizar cada fase do movimento (concêntrica e excêntrica) com os sinais EMG.

3.6.6 Coletas referentes aos ângulos articulares dos movimentos

Para um completo entendimento dos exercícios em análise, foi realizada uma coleta de dados angulares (ombro e cotovelo) de ambos os exercícios com o objetivo de determinar o padrão dos movimentos de cada aparelho. Para isso, foram utilizados 12 sujeitos (seis para o

aparelho AT e seis para o aparelho AA) adaptados aos sistemas propostos, escolhidos intencionalmente e, que não necessariamente foram os mesmos das coletas eletromiográficas.

As câmeras, de ambos os procedimentos, foram posicionada perpendicularmente ao plano frontal (vista posterior) conforme figura 8, plano no qual aconteceu o movimento. A videografia foi bidimensional e os exercícios realizados sem cadência utilizando o protocolo de Silva et al (2007). A calibração do espaço foi realizada antes de todas as coletas.

3.7 Tratamento dos dados

As imagens coletadas, tanto para os dados do aparelho AA quanto para o movimento do exercício Puxada Alta executado neste aparelho, foram tratadas, inicialmente, no software Show Bis, de modo a determinar o exato início e final do exercício, desta maneira seriam levados em consideração apenas os quadros necessariamente importante para análises futuras.

Após este procedimento, as imagens foram tratadas no software DgeeMeTM, versão 1.0 de 2002. Dessa maneira as descrições dos movimentos (ângulos das articulações do ombro e cotovelo) e dos dados físicos dos aparelhos (BMF, BMRcp e BMR) puderam ser quantificadas e comparadas estatisticamente.

Em relação à coleta dos ângulos articulares do movimento realizado no ERP AT, foi utilizado para tratamento das imagens e obtenção dos ângulos, o sistema *Peak Motus*.

Para análise angular dos movimentos, foi escolhida somente a terceira repetição com o objetivo de diminuir o tempo demasiado que seria analisar todas as repetições realizadas. Porém, isso não causa efeito prejudicial ao estudo, devido ao critério de início e final do exercício ter sido classificado e demarcado previamente.

O sinal elétrico de cada músculo foi preparado no software Miograph 2.0 que acompanha o aparelho Miotool. Para isso, foi utilizada uma filtragem digital com uma banda passante entre 20 e 500 Hz (recomendado por Konrad, 2005), para que pudesse eliminar ruídos de baixa frequência em função da movimentação dos eletrodos na pele, assim como os sinais de altas frequências. A partir disso, o sinal foi convertido em valor eficaz (RMS) e retirado uma janela correspondente a terceira repetição das cinco realizadas. A terceira repetição foi escolhida em função de que o movimento foi cadenciado e os sujeitos poderiam utilizar as primeiras repetições para “ajustar” os movimentos na cadência. Ainda, porque as últimas repetições poderiam ser prejudicadas em função de uma possível fadiga neuromuscular.

Marchetti e Duarte (2006) colocam para que se possa comparar um dado entre indivíduos ou mesmo entre o próprio indivíduo realizando diferentes tarefas, sugere-se a normalização dos sinais elétricos. Para isso, Correia et al (1993) sugere o pico máximo da contração máxima (PMCM) ou utilizar a média entre os três maiores picos encontrados neste procedimento, como a melhor estratégia de normalização para ações dinâmicas. Esta última opção foi a escolhida neste estudo.

Mesmo a cadência dos exercícios ter sido controlada por um metrônomo, algumas diferenças temporais puderam ser observadas entre os sujeitos. Dessa forma, foi realizada adicionalmente uma normalização na linha de tempo (LOSS et al., 1998) para uniformizar os resultados. Como o padrão temporal marcado pelo metrônomo era de 100 bpm para cada fase do exercício, e foi analisada somente uma fase do movimento (fase concêntrica), realizou-se uma média dos valores RMS por janelamento fixo, alcançando ao final 100 valores dos sinais EMG.

Após este corte e normalização, o sinal RMS pode ser tabulado e trabalhado em ambiente estatístico.

3.8 Procedimento estatístico

Inicialmente os valores foram tabulados e organizados em planilha eletrônica utilizando-se o software Excel[®]. Após isso, os dados puderam receber o tratamento estatístico a seguir:

- Teste estatístico de Ryan-Joiner para a verificação da normalidade dos dados;
- Estatística descritiva (média, desvio padrão, coeficiente de variação e moda);
- Teste “t” de Student, para verificar a existência de diferenças entre as médias das variáveis obtidas a partir das respostas biomecânicas utilizando os dois aparelhos de ERP a um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$).
- Teste “F” para verificar a existência de diferença nas variações dos dados entre os aparelhos de ERPs; e
- Teste de correlação de *Pearson*.

Este tratamento estatístico foi realizado no pacote estatístico Minitab versão 13.0 *for Windows*[®], além da própria planilha eletrônica do Microsoft Excel[®].

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Características gerais dos sujeitos do estudo

A Tabela 1, a seguir, mostra características gerais dos sujeitos do estudo (em relação ao experimento EMG), onde se destaca a descrição morfológica e de treinamento desses indivíduos.

Tabela 1 – Caracterização dos sujeitos da pesquisa. A frequência semanal refere-se à prática nos exercícios em análise e, para o aparelho de treino, o resultado refere-se à moda.

| | Idade (anos) | Massa (kg) | Estatura (cm) | % G | Experiência (meses) | FREQ. (semana) | Aparelho de treino |
|-------|-----------------|---------------|------------------|-----|------------------------|-------------------|-----------------------|
| Média | 24 | 77 | 176 | 14 | 32 | 2 | AT/AA* |
| DP | 6 | 14 | 8 | 6 | 35 | 1 | |

* Bimodal

Como evidencia a Tabela 1, o grupo de indivíduos que participaram do estudo, em relação à coleta dos dados EMG, revelou-se treinados em TRP. Além disso, nota-se que a média de idade dos sujeitos, o percentual de gordura e a especificidade de treino ficaram dentro das características utilizadas como critérios de inclusão para a participação dos experimentos, conforme o recomendado nos estudos de Moura (2004), Konrad (2005) e Carpenter (2007) respectivamente.

Um fator importante a ser considerado neste grupo esta no fato de que a maior parte dos sujeitos treinava regularmente em ambos os aparelhos no momento das coletas, como mostra a Tabela 1 no item “aparelho de treino”. E mesmo os sujeitos que, no momento, não estavam treinando em ambos os aparelhos, tinham tido experiência recente de treinamento no aparelho que não era o próprio de treinamento no período das coletas. Carpenter et al. (2007) alertam ao problema da “treinabilidade” que pode ocorrer ao compararem-se dois exercícios similares. Nesse sentido, compara o seu estudo com o estudo de Signorille et al. (2002). O estudo de Signorille, dentre outros objetivos, compara duas técnicas de “Puxadas” (Puxada pela frente e Puxada por trás) de acordo com a ativação EMG, assim como o estudo de Carpenter. Os resultados do estudo de referência (Signorille) mostraram haver diferenças da ativação muscular dos principais agonistas (Grande Dorsal e Peitoral Maior) entre as duas técnicas estudadas e o estudo de Carpenter não. Os autores atribuem esta discordância a fatores neuromusculares de fadiga (que o autor em comparação não mediu) e às características funcionais (força) dos sujeitos entre os estudos. Os sujeitos do estudo de Signorille tiveram a

FDM maior na técnica que apresentou maior ativação EMG, mostrando serem mais “treinados” para esta técnica. Em seu estudo, Carpenter não encontrou diferença de força para as duas técnicas e tampouco diferenças de ativação muscular para os mesmos músculos. Ainda, enfatiza que seus sujeitos eram treinados em ambas as técnicas.

No presente estudo, outro fator que aumenta o controle do experimento, afastando a possibilidade da “treinabilidade” ou da fadiga interferir nos resultados é o fato de que as análises seqüenciais de coleta EMG dos aparelhos possuíram um caráter aleatório (por sorteio), além de não ultrapassar limites bioenergéticos que caracterizam fadiga (máximo oito segundos de contrações).

A Tabela 2 revela a média e desvio padrão para FDM entre os sujeitos participantes do estudo.

Tabela 2 – Valores médios de carga da força dinâmica máxima (FDM) dos 10 sujeitos, para os dois aparelhos do experimento: Articulado (AA) e Tradicional (AT). A “Tentativa” refere-se à moda de qual tentativa atingiu-se a FDM.

| Repetição Máxima - 1 RM (kg) | | |
|------------------------------|-------|--------|
| | AT | AA |
| Média | *84,5 | *125,6 |
| DP | 12,1 | 25,1 |
| Tentativa | 4 | 4 |

*p < 0,001

A Tabela 2 deixa clara a diferença funcional de tração de carga dos sujeitos em cada aparelho, onde o aparelho AA possui a característica de proporcionar aos executantes uma possibilidade de tracionar significativamente mais carga que o aparelho AT. Embora o tipo de aparelho de ERP seja diferente, estes resultados se assemelham aos achados de Silva et al. (2007), onde relatam que no ERP do tipo AT, porém com uma técnica de “pegada fechada”, o que deixaria a situação parecida com o ERP do tipo AA do ponto de vista cinemático, os indivíduos tracionaram significativamente mais carga que a técnica denominada “pegada aberta”, que é idêntica a técnica utilizada neste experimento para o ERP AT. Os autores creditam essa característica a um maior poder de realização de força do principal agonista deste exercício, o Grande Dorsal, em função de ele partir de uma posição mais alongada proporcionando um melhor desenvolvimento de força em função da curva comprimento-tensão descrita por Smith, Weiss e Lehmkehl (1997).

4.2 Análise dos dados referente ao comportamento angular das articulações do ombro e cotovelo na execução dos aparelhos AT e AA

Um dos objetivos parciais deste trabalho foi verificar o comportamento angular das articulares do cotovelo e ombro nos dois diferentes aparelhos de ERP estudados.

Com os dados coletados e tratados, separadamente, para cada ERP, foi realizada uma média para cada quadro (30 Hz e 60 Hz para os ERPs AA e AT, respectivamente) do movimento de cada variável (ombro e cotovelo) para todos os sujeitos. Assim, obteve-se o padrão do movimento a partir dos dados médios de como ocorreu o movimento em cada instante. Em seguida foi realizado um teste “t” de Student para verificar a possibilidade de haver diferença angular entre os lados direito e esquerdo de cada ERP das articulações dos ombros e cotovelos. Como não se apresentaram diferenças significativas ($p=0,753$ para ombro e $p=0,907$ para cotovelo no aparelho AT e $p=0,657$ para ombro e $p=0,894$ para cotovelo no aparelho AA), trabalhou-se com as médias das articulações.

A Tabela 3 representa o resultado do teste *t* entre as angulações iniciais e finais do exercício nos dois aparelhos.

Tabela 3 – Médias, desvios padrões e teste *t* de *Student* dos valores de início e final dos movimentos, em graus, para os aparelhos AT e AA.

| APARELHOS | ESTATÍSTICAS | Ombro | | Cotovelo |
|-------------|---------------|----------------------|--------------------|-----------------------|
| | | Início | Fim | Fim |
| AT n = 6 | Média | 124,45 ^{o*} | 42,00 ^o | 62,90 ^{o***} |
| | Desvio padrão | ± 3,68 | ± 2,31 | ± 6,55 |
| AA n = 6 | Média | 170,04 ^{o*} | 42,04 ^o | 44,47 ^{o***} |
| | Desvio padrão | ± 3,34 | ± 6,20 | ± 4,09 |

* = representa diferenças significativas a um $p \leq 0,001$

** = representa diferenças significativas a um $p \leq 0,001$

Na Tabela 3 pode-se verificar que, para a articulação do ombro, os ângulos iniciais diferem significativamente ($p \leq 0,001$), fato que não é observado para os ângulos finais dos movimentos. Já, para a articulação do cotovelo, foram testados somente os ângulos finais dos movimentos, que diferiram significativamente ($p \leq 0,001$). O início do movimento não foi comparado estatisticamente partindo do julgamento de que em ambos os exercícios esta articulação estaria em completa extensão.

Portanto, no aparelho AA o ombro inicia o movimento mais abduzido em relação ao aparelho AT e finaliza o movimento com angulação similar a este aparelho. Já para o movimento na articulação do cotovelo, no aparelho AA esta articulação finaliza o movimento

mais flexionada. Estes resultados demonstram, objetivamente, que os exercícios executados nos aparelhos AT e AA diferem quanto ao padrão de movimento.

Silva et al. (2007) encontraram resultados semelhantes em seu estudo mostrando que, quando se realiza uma pegada mais fechada na barra do ERP do tipo AT, aumentaria a amplitude de trabalho da articulação do ombro e do cotovelo. Ressalta-se que o aparelho AA, avaliado neste estudo, possui características semelhantes à pegada fechada utilizada no ERP do tipo AT.

4.3 Análise dos dados referente às variáveis da carga de resistência dos aparelhos

Outro objetivo específico deste trabalho tratava-se de verificar a resistência gerada pelos aparelhos de ERP AT e AA, que o praticante iria usufruir durante toda a fase concêntrica do movimento, através de metodologia direta e indireta.

Dessa maneira os valores de carga coletadas a partir de dinamometria (célula de carga) foram calculados em valores relativos (%) da carga total (quilagem) inserida no aparelho e evidencia a carga real que o executante recebe ao se utilizar destes aparelhos. A Figura 9 ilustra estes resultados para os dois aparelhos analisados.

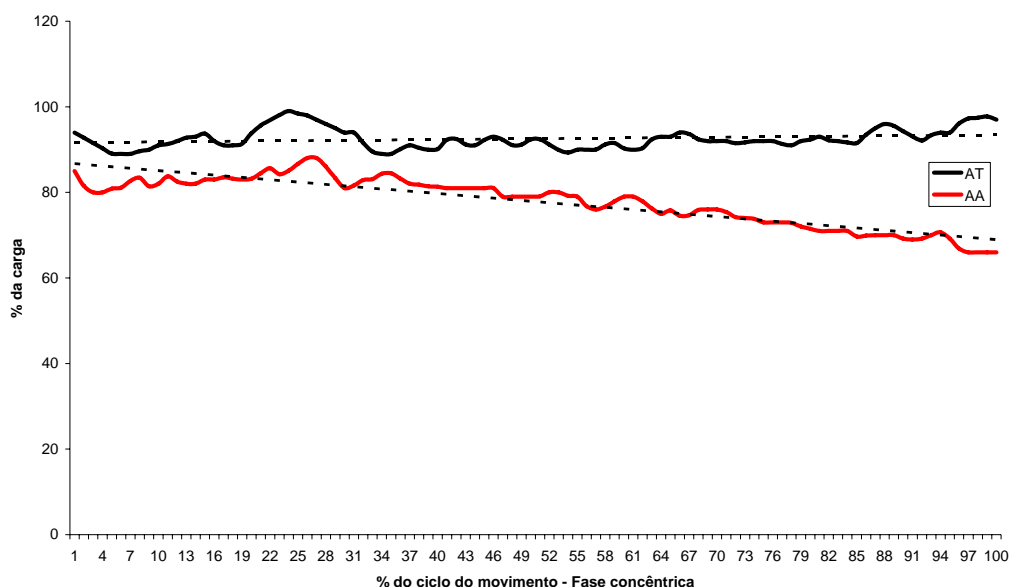


Figura 9 – Resistência real (% da carga colocada no aparelho) medida por dinamometria (célula de carga) dos aparelhos AA (linha inferior) e AT (linha superior) na fase concêntrica do movimento. As linhas pontilhadas representam uma linha de tendência dos valores variativos.

A Figura 9 revela uma clara diferença do percentual da carga total que os dois aparelhos oferecem ao seu usuário e, além dessa diferença de carga, mostra também a variação da carga diferente para os dois sistemas no transcorrer da fase concêntrica. Convém salientar que as oscilações dos valores reais são em função das pequenas acelerações e desacelerações que, ao executar o exercício, a célula de carga acaba registrando como acréscimo ou decréscimo da carga. Por isso, com a finalidade de uma melhor visualização, foram adicionadas linhas de tendência (linhas pretas tracejadas) seguindo os valores reais.

Estas diferenças visuais apresentadas na Figura 9, quando testadas estatisticamente a partir do Teste “F”, são confirmadas com um valor de $P < 0,05$. Assim, portanto, os dois aparelhos oferecem cargas diferenciadas aos usuários, bem como, possuem variação diferente da carga oferecida.

Os resultados demonstram ainda que, no aparelho AT a média dos valores de carga foi 92% e que neste mesmo aparelho a maior parte dos percentuais de cargas ao longo da fase concêntrica ficou acima dos 90% da carga total usada. Já, para o aparelho AA, a média foi de 78% mas sendo decrescente ao longo da fase concêntrica até chegar a 66% da carga total inserida no aparelho.

Alguns estudos investigaram esta problemática da resistência de cargas em aparelhos de ERP, no entanto para outros tipos de aparelhos.

Abech e Loss (2007), por exemplo, investigaram o torque externo que um ERP denominado “extensor de joelhos” oferece ao executante e o relacionaram com a capacidade de torque que os músculos extensores do joelho são capazes de realizar. Ao contrário do resultado do aparelho AA, no presente estudo, eles encontraram um torque crescente do aparelho extensor de joelhos do início para o final do movimento, justamente ao contrário do torque que o quadríceps é capaz de realizar. Neste mesmo tipo de aparelho e com os mesmos objetivos Folland e Morris (2007) investigaram oito tipos diferentes de ERP extensor de joelhos a partir de seis diferentes fabricantes, dentre eles, três das fábricas mais conceituadas no segmento de ERPs, “*Life Fitness*”, “*Technogym*” e “*Cybex*” e encontraram resultados altamente variativos de torque da carga entre os ERPs e significativamente diferentes da capacidade dos extensores do joelho. Enquanto houve aparelhos que mantiveram o torque de resistência ao longo da fase concêntrica, outros possuíram uma variação ascendente, outros descendentes, enquanto outros ainda, ascendentes e descendentes na mesma fase do exercício. Este tipo de estudo mostra a grande variedade de características que os aparelhos de ERPs possuem e que estão disponíveis no mercado.

No presente estudo encontrou-se, também, características bem diferenciadas entre os aparelhos testados, o que ratifica estudos desta natureza para conhecer a variação do torque resistivo de cada aparelho em específico e auxiliar na escolha correta dos ERPs em programas de treinamento físico e/ou reabilitação, como evidencia Abech e Loss (2007) dizendo que “há poucas informações acerca da mecânica de tais máquinas”.

Em outro estudo Cantergi, et al. (2007) investigaram o torque de resistência de um ERP novo no mercado, denominado “flexor dorsal do pé”, assim como a força resultante que os músculos que realizam a dorsiflexão teriam que fazer para executar tal exercício. Como resultados, encontraram um torque crescente-decrescente de forma muito discreta durante toda a fase concêntrica do exercício. Diferentemente, a força muscular resultante se mostrou crescente do início até o final do movimento (fase concêntrica). Um dado interessante mostrado neste estudo é de que a maior capacidade de força deste grupo muscular (Lanza, et al., 2003 apud Cantergi, et al., 2007) ocorria quando a musculatura estava no início do exercício (em posição de pré-estiramento). Esta discussão vem corroborar os argumentos de Silva, et al. (2007) que atribuem à maior capacidade de gerar força do músculo Grande Dorsal no ERP Puxada Alta, quando ouve uma situação de pré-estiramento mais acentuado da musculatura. Estes achados talvez respondam, em grande parte, o porquê dos sujeitos do presente estudo conseguirem tracionar uma carga maior no aparelho AA, justamente o aparelho que possuiu a característica de um maior pré-estiramento da musculatura adutora do ombro (tabela 4).

Ainda em relação à resistência imposta por ERPs, Abech e Loss (2007) investigaram o comportamento da força muscular resultante exigida pelo ERP denominado “voador” e se esta resistência está de acordo com as características musculares de produção de força neste tipo de movimento. Seus resultados mostraram que este tipo de aparelho possui uma distribuição equilibrada de resistência durante toda a amplitude de movimento e que, como o grupo muscular que flexiona horizontalmente o braço possui uma vantagem mecânica mais para o final do movimento, a produção de uma força resultante se torna menor ao final do movimento em comparação ao seu início. Convém salientar que a roldana usada no aparelho para distribuição de carga era assimétrica. Esta característica de resistência maior no início e menor ao final do movimento é similar ao aparelho AA aqui analisado. Sendo que, também de maneira similar, a musculatura está mais alongada no início em relação ao final do movimento. Os autores concluem que, como a maior capacidade de produzir força isométrica dos flexores horizontais está na posição mais alongada, este tipo de aparelho (voador)

potencializa a característica intrínseca da musculatura de produzir força. Este raciocínio pode ser similar para o exercício AA, analisado no presente estudo.

Com exceção do estudo de Folland e Morris (2007), todos os outros estudos citados acima se utilizaram de metodologia indireta para a verificação da resistência dos aparelhos.

Assim, o presente estudo também procurou utilizar-se de uma metodologia indireta para verificação das mesmas cargas de resistência medidas pela metodologia direta. Para isso, utilizou-se de equação matemática para determinação do torque de resistência durante a fase concêntrica do movimento dos ERPs.

A Figura 10 ilustra os momentos de força (torque) calculados e, como na dinamometria, são apresentados em valores percentuais da carga total (quilagem) inserida no aparelho.

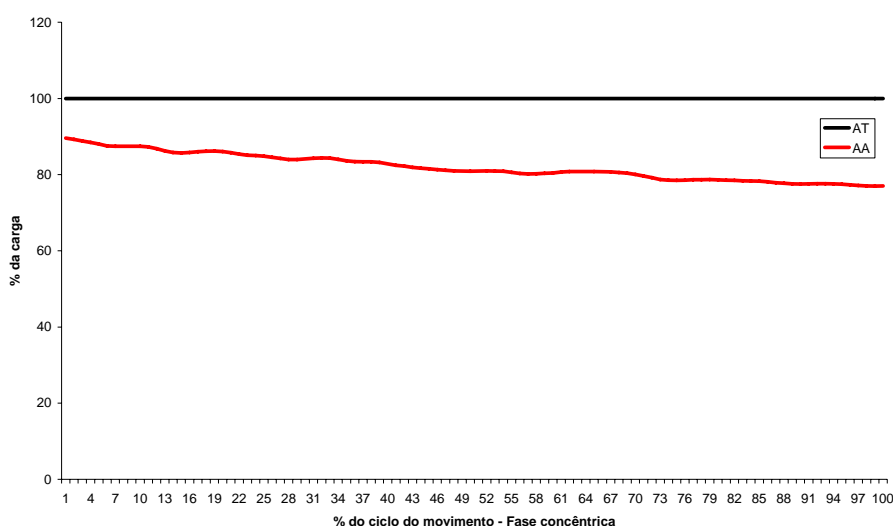


Figura 10 - Resistência calculada (torque de resistência em % da carga total colocada no aparelho) obtida através das medidas lineares dos aparelhos (por videografia) AA (linha inferior) e AT (linha superior) na fase concêntrica do movimento.

Os cálculos dos momentos de força revelam diferenças semelhantes às já mostradas pela célula de carga. Assim como a medida direta, mostra variações significativamente diferentes da carga no sistema AA (Teste “F”, $P < 0,05$) ao longo da fase estudada. Já para o sistema AT não ocorreu variação dos momentos. Esta característica ocorreu em virtude de todas as roldanas que compõe o sistema mecânico do aparelho AT serem fixas e possuírem seu raio simétrico (invariável), ou seja, somente redirecionam a resistência da “pilha de pesos” que o sistema possui.

A média dos percentuais de carga, para o aparelho AA, ficou em 82% e, ao confrontar com a metodologia direta, pode-se observar que esta difere (78% direta e 82% indireta)

mostrando que a metodologia indireta tende há superestimar os valores percentuais da carga real. Esta mesma característica ocorreu para o aparelho AT onde, mais uma vez, a metodologia indireta superestimou a carga em relação à metodologia direta (média 92% para direta contra 100% para a indireta).

O único estudo encontrado que referencia a carga de resistência no aparelho Puxada Alta Articulada (AA), é a monografia de conclusão de curso superior em Educação Física realizada por Crisóstomo (2002). O estudo deste autor tinha como objetivo determinar os sistemas de alavancas em diferentes aparelhos de ERP do tipo articulado (de uma das maiores marcas de equipamentos de ERP do mundo, a “Hammer Strength”) assim como também, através das condições de equilíbrio estático (torque), o esforço aplicado pelo praticante para cada tipo de aparelho em três posições: início, meio e final de cada fase. Em relação ao aparelho do tipo Puxada Alta, o autor concluiu que durante todo a fase do movimento, o sistema de alavanca é do tipo interfixa (mesmo tipo de alavanca do aparelho avaliado neste estudo), a vantagem mecânica é sempre favorável ao praticante, na posição inicial do exercício a resistência do sistema é equivalente a 58% da carga inserida, na posição intermediária 62% e na posição final 68%. Assim, observa-se que o aparelho estudado por Crisóstomo, apesar de ser o mesmo tipo de aparelho (articulado) e possuir o mesmo sistema de alavanca, difere do aparelho analisado neste estudo. A variação da carga do aparelho do estudo citado possui característica de ser ascendente (58-62-68%) enquanto que o aparelho articulado (AA) avaliado possui uma característica descendente (89-80-77%).

A partir das discussões cinesiológicas realizadas anteriormente, parece que uma variação descendente de carga potencializaria melhor a característica intrínseca da musculatura adutora do ombro de produzir força neste tipo de exercício.

4.4 Análise dos dados quanto à relação dos procedimentos de verificação da resistência

Quando se levantou o objetivo de determinar a força de resistência gerada pelos dois aparelhos, pensou-se em fazê-la de duas maneiras: direta e indireta. A inclusão da metodologia indireta deu-se em função de se ter na literatura muitos estudos com os mesmos objetivos utilizando-se desta metodologia, como se pode observar anteriormente. E a segunda justificativa desta inclusão foi a possibilidade de se comparar uma metodologia indireta com uma direta, o que poderia resultar numa confiabilidade maior da primeira, para verificação de cargas em aparelhos de ERPs. Assim, qualquer profissional de Educação Física poderia, sem

muitos custos, “mapear” os seus aparelhos de ERPs em sua própria academia, já que, como a literatura e este próprio estudo está comprovando, existe uma grande variedade de aparelhos no mercado e praticamente todos possuem a sua particularidade de exposição da carga ao praticante.

Assim, a relação entre as resistências reais, medidas através de dinamometria e, as resistências calculadas através de metodologia indireta (cálculos de torque), foi um dos objetivos específicos deste trabalho. Após a verificação de distribuição normal dos dados e o teste de variâncias equivalentes (Teste “F”), pode-se testar a relação existente entre as cargas reais e os torques calculados do aparelho AA. A Figura 11 mostra esta relação.

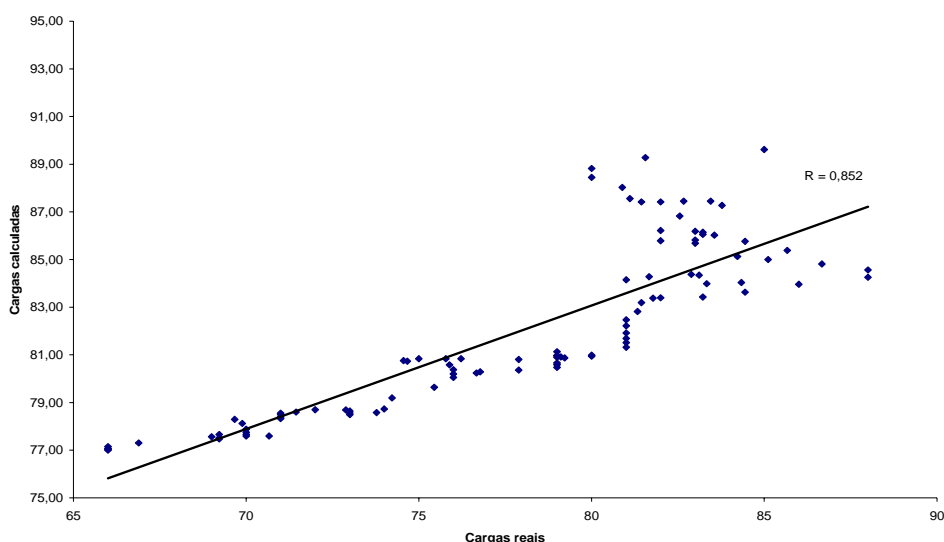


Figura 11 – Diagrama de dispersão dos pontos entre as cargas reais e as cargas calculadas.

A partir do diagrama de dispersão do cruzamento dos dados de AA real com AA calculado, pode-se observar que existe uma forte relação ($r = 0,85$) entre as variáveis, que ficou confirmado no teste de correlação linear de *Pearson* ($p = 0,001$).

A Figura 12 ressalta esta relação, mostrando na linha inferior os valores reais e na linha superior os valores calculados (a linha tracejada representa a linha de tendência dos valores reais da célula de carga).

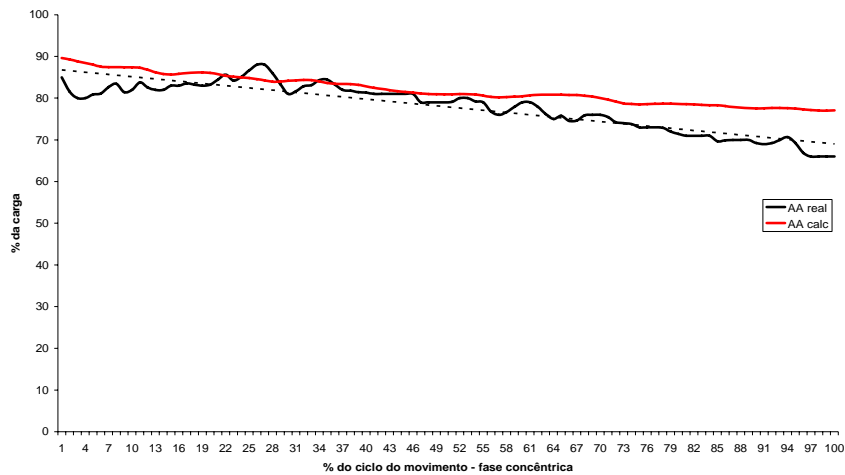


Figura 12 – Valores em percentuais das cargas do aparelho AA na fase concêntrica do movimento. A linha superior representa a resistência calculada e a linha inferior representa a resistência real (medida pela célula de carga). A linha tracejada representa a linha de tendência dos valores da carga real.

Já, para a relação entre os dados reais e os dados calculados de AT, uma análise estatística neste sentido não pode ser realizada em virtude dos valores calculados serem todos iguais, portanto não possuindo variação. No entanto, ao se observar na Figura 13 a reta dos valores calculados (linha superior) com a reta de tendência dos valores reais (linha tracejada sobre os valores variativos), o comportamento tende a ser semelhante em ambos, apenas com variação na escala (média real 92% contra 100% do calculado).

As duas metodologias mostram uma linearidade das cargas ao longo da fase do movimento.

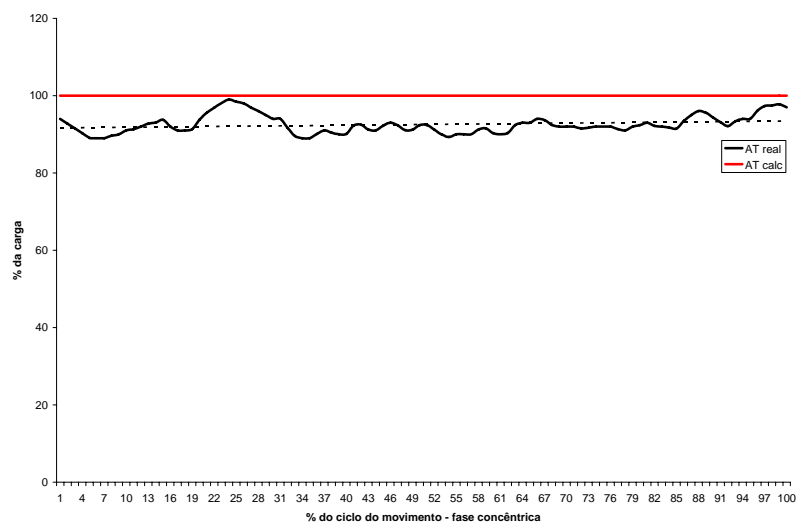


Figura 13 – Valores em percentuais das cargas do aparelho AT na fase concêntrica do movimento. A linha superior representa a resistência calculada e a linha inferior representa a resistência real (medida pela célula de carga). A linha tracejada representa a linha de tendência dos valores da carga real.

4.5 Análise dos dados referente às variáveis eletromiográficas dos músculos Grande Dorsal e Bíceps Braquial

Neste objetivo buscou-se verificar a atividade eletromiográfica dos músculos agonistas (Grande Dorsal e Bíceps Braquial) do movimento estudado, nos dois diferentes aparelhos de ERP. A Tabela 4 apresenta as medidas descritivas (média e desvio padrão) dos dados eletromiográficos, além do teste *t* de *Student* para amostras dependentes.

Tabela 4 – Médias, desvios padrões e teste *t* de *Student* dos valores rmsEMG (%) de cada músculo e aparelho analisado, para toda a fase concêntrica do movimento.

| APARELHOS | ESTATÍSTICAS | rmsEMG - normalizados (%) | |
|--------------|---------------|---------------------------|-----------------|
| | | Grande Dorsal | Bíceps Braquial |
| AT n = 10 | Média | 33,9 | 32,7* |
| | Desvio padrão | 18,0 | 17,6 |
| AA n = 10 | Média | 36,7 | 36,9* |
| | Desvio padrão | 14,2 | 10,3 |

* = diferença significativa confirmada pelo teste t, ao nível de 95% de confiança ($p \leq 0,05$).

A Tabela 4 mostra que, para o músculo Grande Dorsal, não existe diferença significativa de ativação muscular entre os dois aparelhos analisados. No entanto, para o músculo Bíceps Braquial esta diferença ocorreu. A Figura 14 mostra a evolução de ativação muscular, do músculo Grande Dorsal, ao longo da fase concêntrica do movimento.

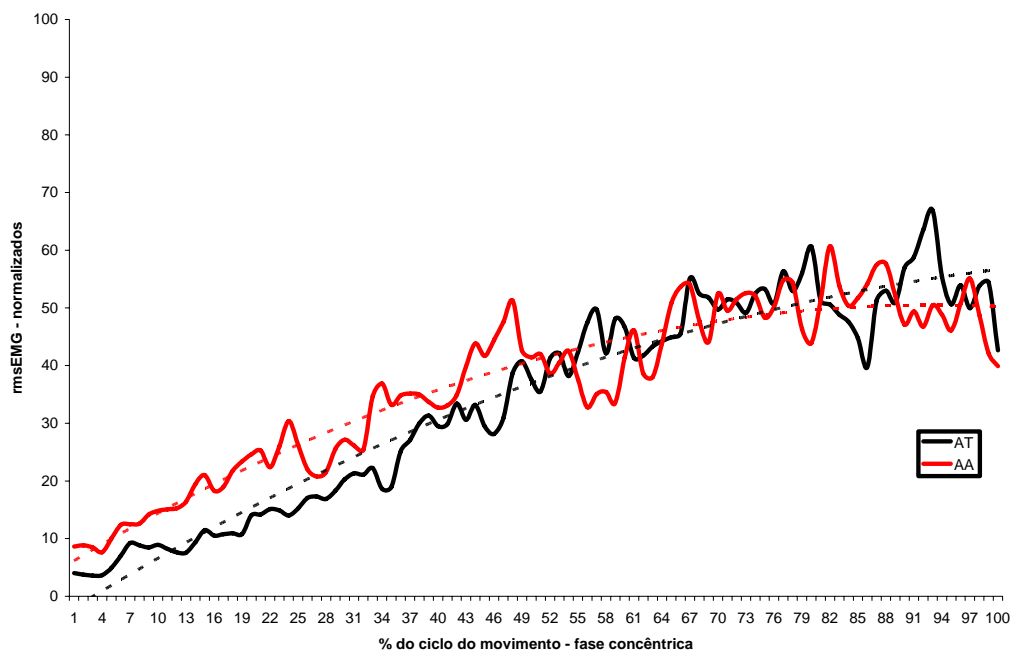


Figura 14 – Ativação muscular representado pelo valor RMS normalizado (%) do músculo Grande Dorsal para os aparelhos AT (linha mais escura) e AA (linha mais clara). As linhas tracejadas sobre os valores representam as linhas de tendência respectivas.

De fato, quando observamos a evolução de ativação muscular durante o ciclo do movimento para o músculo Grande Dorsal, podemos visualizar uma linha de tendência (linha tracejada sobre a linha de ativação) muito semelhante entre os aparelhos. No entanto, sutis diferenças podem ser observadas. O aparelho AA inicia a atividade com maior ativação e mantém esta característica até o final do segundo quartil. Após este, no terceiro quartil, o sistema AT é que tem a tendência de ativar mais esta musculatura. Parece que o aparelho AA tem uma tendência a estabilizar o nível de ativação a partir da metade da fase concêntrica do exercício e o AT manter a ascendência, mesmo que suavizada, no terceiro quartil até o final do movimento. Como mostrado na Tabela 4, apesar destas diferenças, não houve diferença significativa de ativação entre as médias dos sistemas.

Na tentativa de explorar ainda mais as características dos dados, realizou-se um teste *t* entre as médias de ponto a ponto (entre as médias de cada centil dos sujeitos) na evolução dos dados eletromiográficos do Grande Dorsal. Foram encontradas diferenças significativas ($p \leq 0,05$) apenas para poucos centis iniciais (centis 3, 4 e 13) o que, conforme o teste *t* de toda a evolução, não foi suficiente para provocar diferenças de ativação desta musculatura entre os aparelhos.

A partir das discussões levantadas sobre os estudos de Signorille et al. (2002) e Carpenter et al. (2007), era de se esperar que o aparelho AA possuísse uma característica de ativar mais a musculatura do Grande Dorsal que no aparelho AT. Signorille, que encontrou diferenças de ativação muscular em seu estudo, coloca que a grande tensão muscular do Grande Dorsal na situação de pré-estiramento, poderia ser provocada pelo aumento do comprimento muscular produzido quando o ombro encontra-se mais abduzido, o que ocorreu no início do exercício para o aparelho AA.

Assim, como visto anteriormente, houve realmente uma maior ativação desta musculatura no início do movimento como discutido na literatura, entretanto, não foi suficientemente influente para causar diferenças em toda a fase do movimento. Talvez o que explique esta não ativação diferenciada do aparelho AA seja a atenuação da carga ao longo da fase concêntrica do movimento, que é a característica desse aparelho (Figura 9).

Chan, et al. (2001) apud Abech e Loss (2007) relatam que a maior ativação muscular do grupo extensor do joelho (com exceção do reto femoral) ocorre quando esta articulação está em completa extensão, justamente o ponto em que ocorre o menor torque de força desta musculatura. Já, Simoneau et al. (2000) apud Cantergi, et al. (2007) mostraram que os maiores registros de atividade elétrica dos músculos dorsiflexores ocorrem ao final de uma flexão dorsal. Brennecke, et al. (2007) investigaram parâmetros cinemáticos e EMG do ERP

crucifixo horizontal e mostraram que os músculos agonistas (peitoral maior e deltóide anterior) sofreram o maior pico de ativação no terço final da fase concêntrica do movimento e que o tríceps teve o seu pico praticamente ao final desta fase.

Em relação a isso, os achados deste estudo vão de encontro (corroboram) aos resultados dos autores do parágrafo anterior, ou seja, a maior ativação muscular encontrada, para a musculatura do Grande Dorsal, foi em ambos os aparelhos maior ao final da fase concêntrica do exercício, justamente quando a musculatura estaria mais encurtada. Isso ocorreu independente do aparelho e da característica de cada um.

Ainda de acordo com a Tabela 4, a ativação muscular do Bíceps Braquial foi significativamente diferente entre os dois aparelhos. A Figura 15 mostra a evolução de ativação muscular, do músculo Bíceps Braquial, ao longo da fase concêntrica do movimento.

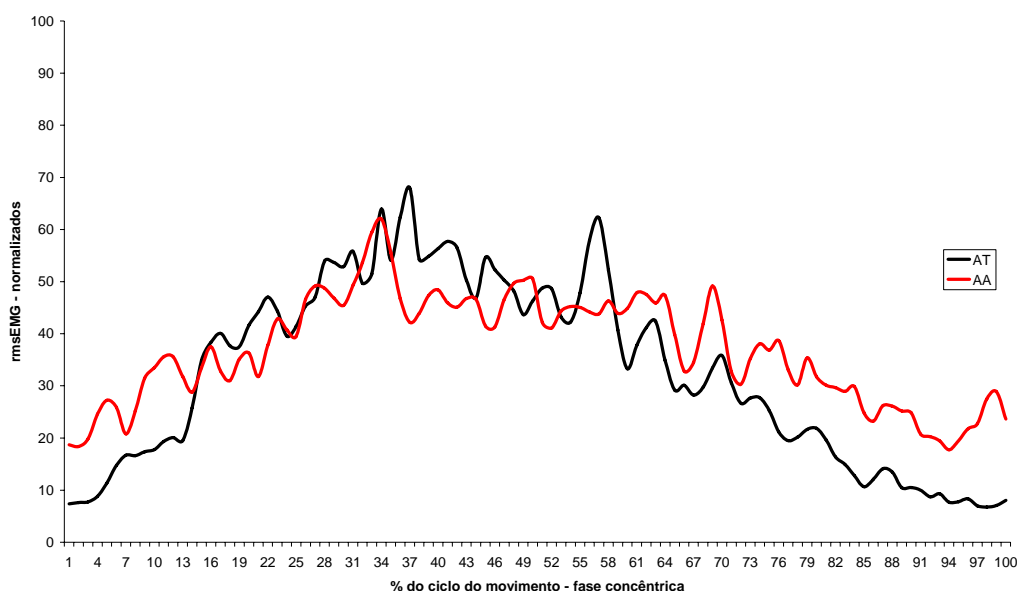


Figura 15 – Ativação muscular representado pelo valor RMS normalizado (%) do músculo Bíceps Braquial para os aparelhos AT (linha mais escura) e AA (linha mais clara).

A partir da Figura 15 pode-se notar que no aparelho AT este músculo inicia e finaliza o movimento com menor ativação e possui um pico maior por volta da metade da fase concêntrica do movimento. Em oposição, o aparelho AA inicia o movimento com maior ativação, tem uma evolução mais suavizada e termina o movimento novamente com maior ativação. No entanto ambos os aparelhos mostraram curvas com características semelhantes para ativação do músculo Bíceps Braquial.

Ao realizar-se a metodologia de verificação ponto a ponto (entre as médias de cada centil dos sujeitos) do valor RMS entre o ciclo do movimento dos dois aparelhos,

encontraram-se diferenças significativas para os centis iniciais e finais desta evolução (centis 1, 2, 3, 85, 95, 97, 98, 99 e 100). Assim, parece que estas diferenças e mais as variâncias diferentes na evolução do conjunto dos dados, foi o suficiente para causar uma diferença significativa de ativação total do músculo Bíceps Braquial no aparelho AA em comparação ao aparelho AT.

Verifica-se na Tabela 3 (pg. 51) que o aparelho AA destacou-se por flexionar significativamente mais a articulação do cotovelo. Como discutem Silva et al. (2007) quanto maior será a distância angular de uma articulação em um dado exercício, maior será o trabalho ($W = f \times d$) realizado pela musculatura agonista deste movimento, desde que mantida a mesma força (quilagem). Assim, a intensidade do exercício, para esta musculatura, será maior, já que a amplitude do movimento é uma das variáveis de treinamento. Dessa forma, parece que estes fatores explicam a maior ativação muscular da musculatura do Bíceps Braquial no aparelho AA.

As particularidades de ativação, comentadas anteriormente, no início e final do movimento para o músculo Bíceps Braquial, são notadas com maior evidência na Figura 16 que mostra as linhas de tendências desta ativação.

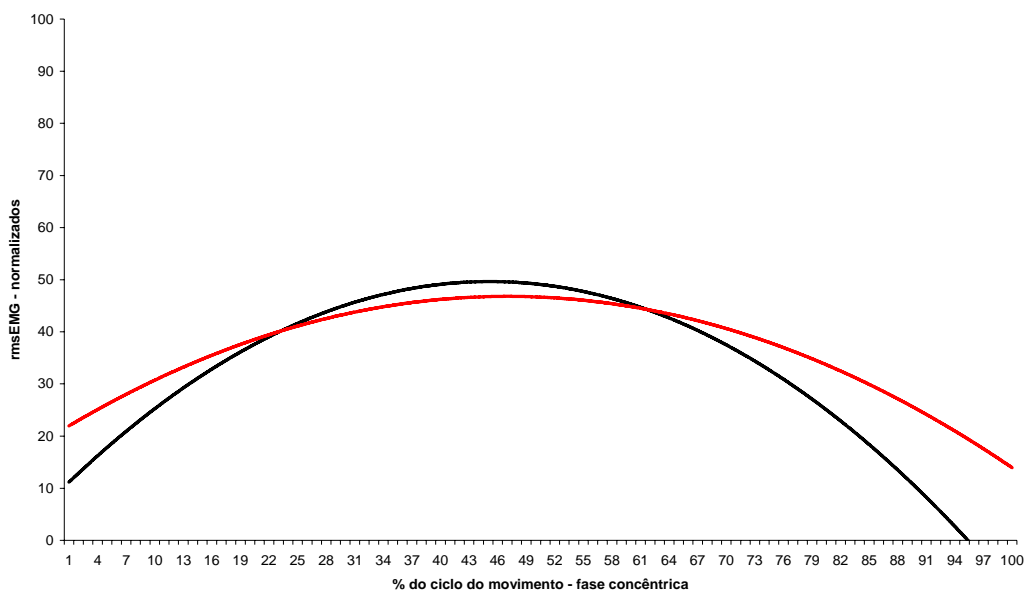


Figura 16 – Linhas de tendência da ativação muscular do Bíceps Braquial durante a fase concêntrica do movimento nos dois aparelhos (AT linha mais escura, AA linha mais clara).

Sá (2007), citando as discussões propostas por Boeckh-behrens e Buskies (2004), coloca que a redução da ação de um sinergista e/ou agonista em uma variação de um mesmo exercício, torna o exercício mais eficiente (analítico) para aquele agonista que ficou

“encarregado” de suprir todo o exercício. No entanto, como discutem Silva et al. (2007) esta variação pode, também, comprometer a carga absoluta que o indivíduo é capaz de levantar. Assim, como o trabalho realizado para os músculos flexores do cotovelo no aparelho AT é menor (como discutido anteriormente) e a ativação EMG ratifica esta característica, isso ajudaria a justificar a menor capacidade absoluta de tração de carga que o aparelho AT mostrou.

A explicação para a maior ativação desta musculatura no meio da fase concêntrica do exercício, fica a cargo de fatores biomecânicos. Como evidencia a Figura 17 (próxima página) aproximadamente na metade da amplitude do movimento realizado no exercício de “Puxada Alta”, independente do aparelho, é que a musculatura flexora do cotovelo encontra-se com o maior braço de momento de resistência (à 90° de flexão). Loss et al. (1999) investigaram os movimentos das articulações do ombro, cotovelo e radio-ulnar sob o aspecto eletromiográfico e discutem que a relação entre ângulo da articulação do cotovelo e o braço de alavanca dos músculos flexores do cotovelo, tem efeito dominante na relação ângulo-ativação muscular. Concluem o trabalho, inferindo que os parâmetros biomecânicos se sobrepõem aos aspectos fisiológicos e funcionais, como a curva comprimento-tensão, e afetam diretamente a ativação muscular.

Outro aspecto a ser discutido é a menor ativação muscular ao final da fase concêntrica do exercício o que contraria os aspectos discutidos anteriormente para a musculatura do Grande Dorsal. O que poderia explicar tal fenômeno é a mudança de sentido do movimento que ocorrerá ao final da fase estudada. Neste momento, o músculo Bíceps Braquial diminuiria sua ativação em função de uma desaceleração progressiva para a mudança de sentido do movimento. Como este exercício é realizado em cadeia fechada de membros superiores, quando os adutores do ombro realizam sozinhos este movimento o cotovelo, em função de ser uma articulação intermediária, irá flexionar, independente de uma maior contração da musculatura flexora do cotovelo. Seguindo esse raciocínio, haveria uma redução de ativação desta musculatura sem, no entanto, modificar a característica de ativação do principal agonista deste exercício (Grande Dorsal) que estaria “controlando” sozinho a carga nesta troca de fase (concêntrica/excêntrica) do exercício.

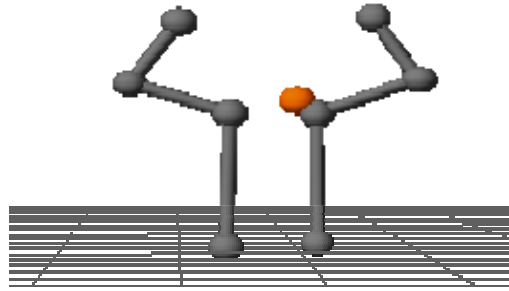


Figura 17 – Representação do modelo espacial gerado com o auxílio do software DgeeMe durante a digitalização dos pontos articulares de interesse, durante a realização do exercício Puxada Alta no aparelho AA, na parte intermediária da amplitude total.

4.6. Análise dos dados referente à relação do traçado EMG com os valores dos ângulos articulares obtidos nos dois procedimentos

Este objetivo do trabalho procurava mostrar uma possível relação entre a ativação muscular (EMG) e o padrão de movimentação cinemático angular intra-sistemas. Dessa maneira, foram testadas todas as relações possíveis. No entanto, serão discutidos somente os resultados das relações que foram significativas e possuíram um valor de correlação apreciável.

O músculo Grande Dorsal mostrou uma elevada e significativa correlação negativa ($r = -0,948$, $p \leq 0,000$) para o sistema AT, bem como também para o sistema AA ($r = -0,927$, $p \leq 0,000$), indicando que à medida que se diminui a angulação do ombro (adução), aumenta a ativação EMG desta musculatura. A Figura 18 mostra tal correlação entre os ângulos articulares do ombro de AT e a ativação EMG da musculatura do Grande Dorsal e a Figura 19 mostra a relação entre os ângulos articulares do ombro e a ativação desta mesma musculatura só que para AA.

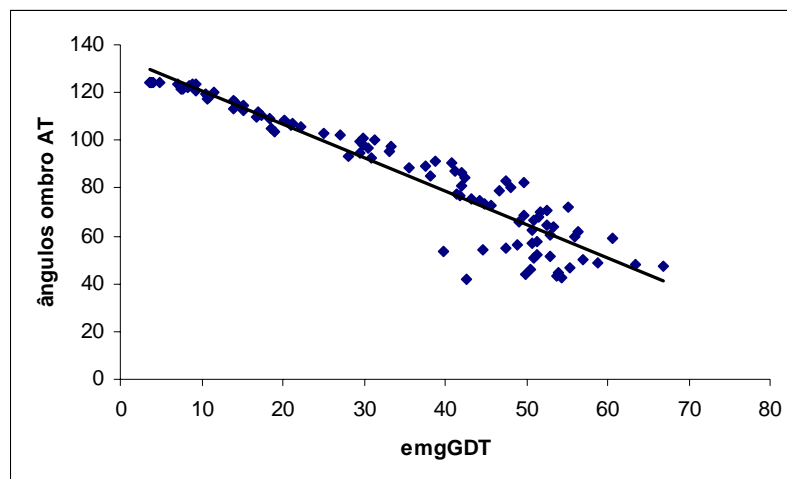


Figura 18 – Relação entre EMG do Grande Dorsal e ângulos articulares do ombro no exercício AT.

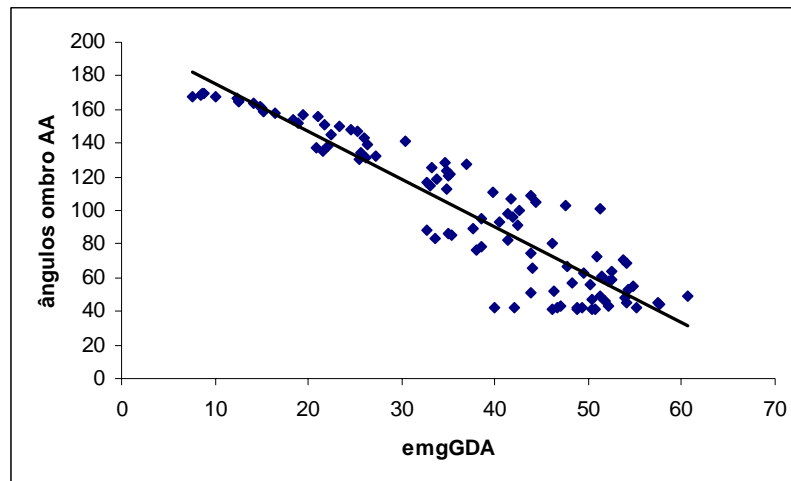


Figura 19 – Relação entre EMG do Grande Dorsal (GDA) e ângulos articulares do ombro no exercício AA.

A relação encontrada para o principal agonista da flexão do cotovelo com a própria movimentação desta articulação, foi baixa, porém significativa, para o sistema AT ($r=0,265$ e $p=0,008$) enquanto para o sistema AA observou-se uma correlação nula ($r=-0,015$ e $p=0,884$).

4.7. Análise dos dados referente à relação do traçado EMG com os valores de carga obtido através do procedimento direto

Assim como o objetivo anterior, este objetivo específico procurava fazer uma relação causal entre duas variáveis estudadas. Neste, no entanto, tenta-se mostrar uma possível relação entre ativação muscular (EMG) e a resistência real (medida por célula de carga) gerada pelos aparelhos.

As Figuras 20 e 21 mostram as correlações significativas que podem ser evidenciadas.

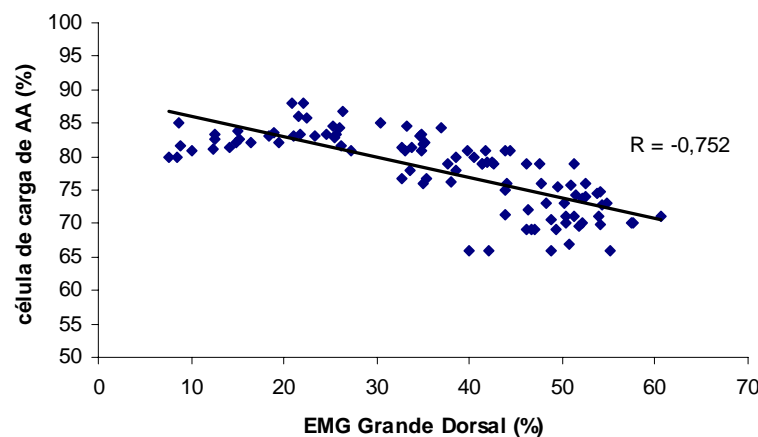


Figura 20 – Relação entre EMG do Grande Dorsal e as cargas percentuais no exercício AA.

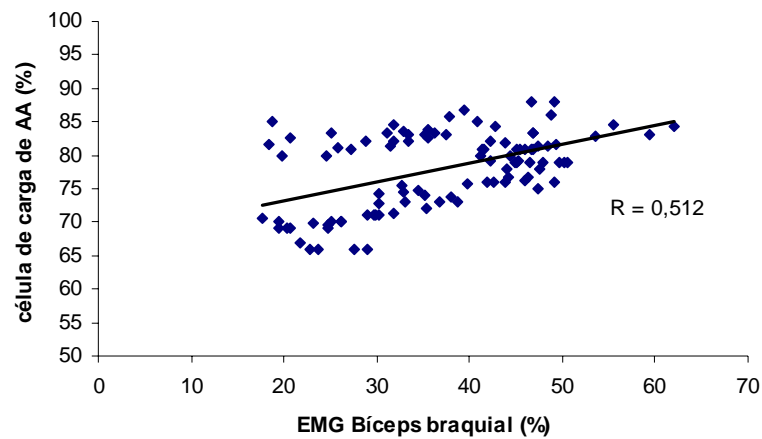


Figura 21 – Relação entre EMG do Bíceps Braquial e as cargas percentuais no exercício AA.

Como mostra o gráfico de dispersão, na Figura 20, entre as duas variáveis analisadas (eletromiografia x carga registrada na dinamometria), existe uma forte e significativa ($p \leq 0,000$) relação entre as cargas registradas e a ativação muscular do Grande Dorsal, para o aparelho AA. Assim, quando as cargas relativas diminuem o Grande Dorsal fica mais ativado. Isso se deve ao fato de que as menores cargas relativas registradas para este sistema, são justamente no final do movimento em análise o que, conforme os autores Chan, et al. (2001) apud Abech e Loss (2007), Simoneau et al. (2000) apud Cantergi, et al. (2007), Brennecke, et al. (2007) é neste momento que a musculatura tende a ficar mais ativada.

Já a Figura 21 mostra uma relação moderada e significativa ($r=0,512$, $p=0,01$) entre as cargas registradas no sistema AA e a ativação muscular do Bíceps Braquial.

5. CONCLUSÕES

Tendo em vista o que foi proposto em termos de objetivos para este trabalho, qual seja analisar as características biomecânicas (ativação muscular, ângulos articulares e resistência externa) durante a realização do exercício “Puxada Alta” utilizando dois distintos aparelhos de musculação, é possível afirmar que:

- Existem diferenças significativas para o padrão de movimento das articulações do ombro e cotovelo entre os aparelhos. O aparelho articulado inicia o movimento com a articulação do ombro mais abduzida e finaliza o movimento com a articulação do cotovelo mais flexionada;
- Existe diferença significativa de variação da carga entre os dois aparelhos (o aparelho articulado possui variação da carga decrescente e o aparelho tradicional possui a carga constante) e, a magnitude da carga também é diferente entre os dois aparelhos (o aparelho tradicional oferece maior carga que o aparelho articulado);
- Os cálculos dos torques da resistência se mostraram confiáveis para predizer a característica de distribuição das cargas nos aparelhos estudados. No entanto, em ambos os aparelhos a metodologia indireta superestimou os valores reais;
- Existe diferença funcional na tração da carga pelos sujeitos considerando o tipo de aparelho, sendo que no aparelho articulado os sujeitos tracionaram significativamente mais carga absoluta do que no aparelho tradicional;
- As características de ativação muscular foram semelhantes em ambos os aparelhos. Para a musculatura do Grande Dorsal a ativação é ascendente em toda a fase concêntrica do movimento, possuindo o maior pico no final desta fase, independente do aparelho. Para a musculatura do Bíceps Braquial a ativação é ascendente até a metade da fase concêntrica e descendente após isso;
- Os valores eletromiográficos do presente estudo mostraram não haver diferença de ativação muscular, entre os aparelhos testados, para a musculatura do Grande Dorsal (principal agonista da adução do ombro). No entanto, esta diferença ocorreu para a musculatura do Bíceps Braquial (principal agonista da flexão do cotovelo);
- O exercício realizado no aparelho articulado potencializa a característica intrínseca da musculatura do Grande Dorsal de produzir força, proporcionando uma maior resistência no início do exercício e menor ao final da fase concêntrica;

- Encontrou-se uma relação causal entre a ativação muscular e a carga oferecida ao praticante para o aparelho articulado. Assim, quando as cargas relativas diminuem o Grande Dorsal fica mais ativado;
- A solicitação eletromiográfica maior da musculatura agonista da flexão do cotovelo, por parte do aparelho articulado, sugere a realização deste exercício quando, principalmente, se objetiva uma maior ação desta musculatura; e,
- A utilização da biomecânica, para a realização de cálculos teóricos das cargas de aparelhos de ERP (musculação), se mostrou confiável para demonstrar as características de variação da resistência destes tipos de aparelhos.

Desse modo, percebe-se que os aparelhos, embora diferentes, podem conduzir adaptações musculares semelhantes para o principal agonista do movimento (Grande Dorsal), tendo em vista que mesmo existindo diferença significativa de resistência gerada, de tração de carga absoluta e de movimentação articular, a ativação muscular foi semelhante entre os aparelhos.

Sugere-se que, para a fabricação de novos aparelhos de ERP, seja importante a verificação das características biomecânicas dos movimentos e resistências oferecidas em tais aparelhos, bem como, a verificação das características cinesiológicas da musculatura que irá atuar em tais movimentos. Assim, estes dados quando analisados em conjunto, servirão de referência para projetar novos aparelhos que possam otimizar os resultados propostos em TRPs.

6. REFERÊNCIAS

ABECH, E.; LOSS, J.F. **Análise do torque externo e da força muscular resultante em um aparelho de extensão de joelhos.** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

ABECH, E.; LOSS, J.F. **Estimativa da força muscular resultante no aparelho “voador”.** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

AMADIO, C. A. In: III CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA E II ENCONTRO MINEIRO DE BIOMECÂNICA, 1991, Minas Gerais. **Anais...** Juiz de fora, 1991.

AMADIO, A. C; DUARTE, M. **Fundamentos Biomecânicos para análise do Movimento.** São Paulo: EEFUSP, 1996.

ARAÚJO FILHO, N. P. **Musculação e cinesiologia aplicada.** Londrina: Midiograf, 1994.

ARAÚJO, R.C. **Utilização da eletromiografia na análise biomecânica do movimento humano.** Escola de Educação Física e Esporte, USP: São Paulo, 1998.

BANKOFF, ADP.; FURLANI, J. **Estudo eletromiográfico dos músculos reto abdominal e oblíquo externo em diversos exercícios, na posição de decúbito dorsal.** Revista Brasileira de Morfologia , v.4, n.1, p.45-51, 1987a.

BANKOFF, ADP.; FURLANI, J. **Estudo eletromiográfico dos músculos reto abdominal e oblíquo externo em diversos exercícios nas posições de decúbito lateral, sentado e de joelhos.** Revista Brasileira de Morfologia , v.4, n.1, p.52-59, 1987b.

BARBANTI, V. J. **Teoria e prática do Treinamento Desportivo.** 5ª Ed. São Paulo: Edgar Blucher, 1990.

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

BASMAJIAN, J.; DE LUCA, C. **Muscle alive, their functions revealed by electromyography.** Baltimore: Willian & Wikins, 1985.

BAUER, J.A.; FRY, A.; CARTER, C. **The Use of Lumbar-Supporting Weight Belts While Performing Squats: Erector Spinae Electromyographic Activity.** Journal of Strength and Conditioning Research, v.13, n.4, p.384–388, 1999.

BITTENCOURT, N. **Musculação – uma abordagem metodológica.** Rio de Janeiro: Sprint, 1994.

BRITO, A. B. **Ampliação do vocabulário em Desenho Industrial:** considerações para o projeto de produto. Dissertação de Mestrado, UFSM, 2004.

BRENNECKE, A.; GUIMARÃES, T.M.; GAILEY, A.W.; LEONE, R.; TAKARA, V.; ZEKHRY, D.; CADARCI, M.; OLIVEIRA, A.P.S.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C.;

SERRÃO, J.C. **Análise de parâmetros cinemáticos e eletromiográficos do exercício crucifixo horizontal.** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

BORTONCELLO, I. **O papel do fisioterapeuta no desenvolvimento de produtos hospitalares – Análise da cadeira de rodas.** Dissertação de Mestrado – UFSM – 2001.

CAMPOS, M. A. **Biomecânica da Musculação.** 2^a Ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.

CAMPOS, M. A. **Musculação: diabéticos, osteoporóticos, idosos, crianças, obesos.** Rio de Janeiro: Sprint, 2000.

CANTERGI, D.; ABECH, E.; LOSS, J.F. **Análise mecânica e estimativa da força muscular resultante no “aparelho flexor dorsal do pé”** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

CARPENTER, C. S. **Biomecânica.** Rio de Janeiro: Sprint, 2005.

CARPENTER, C. S. **Análise eletromiográfica da puxada por trás e pela frente em praticantes de musculação do gênero masculino.** Dissertação de Mestrado, UCB, 2005.

CARPENTER, C. S.; NOVAES, J.; BATISTA, L.A. **Comparação cinemática entre os exercícios de puxada por trás e pela frente.** Cabo Frio, RJ: X Encontro de Atividade Física e Fisioterapia do Estado do Rio de Janeiro, 2006.

CARPENTER, C. S.; NOVAES, J.; BATISTA, L.A. **Comparação cinemática entre a puxada por trás e a puxada pela frente de acordo com a ativação eletromiográfica.** Revista de Educação Física, n. 136, pg.20-27, 2007.

COSENZA, C. E., **Musculação Feminina.** 2^a ed. Rio de Janeiro: Sprint, 1992.

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

CRISOSTOMO, E.B. **Aparelhos de musculação do tipo articulado: uma análise (Bio)Mecânica.** Monografia de conclusão de curso, UFSC, 2002.

DE LUCA, C.J. A use of surface electromyography in biomechanics. **Journal Applied Biomechanics.** n.13, p.135-263, 1987.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** 2ed. São Paulo: Editora Manole, 2000.

ESCAMILLA, R.F. **Knee biomechanics of the dynamic squat exercise.** Medicine and Science in Sports & Exercise, 2001.

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; LANDER, J.E.; BARRENTINE, S.W.; ANDREWS, J.R.; BERGEMANN, B.W.; MOORMAN, C.T. **Effects of technique variations on Knee biomechanics during the squat and leg press.** Medicine and Science in Sports & Exercise, 2001.

FLANAGAN, S.; SALEM, GJ.; WANG, M.; SANKER, S.; GREENDALE, G. **Squatting exercises in older adults: kinematic and kinetic comparisons**. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 35: 635–643, 2003.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. Porto Alegre – RS: Artmed, 1999.

FLECK, S. J.; JÚNIOR, A. F., **Treinamento de força para Fitness e Saúde**. São Paulo: Phorte, 2003.

FOLLAND, J.; MORRIS, B. **Variable-cam resistance training machines: Do they match the angle-torque relationship in humans?** *Journal of Sports Sciences*, p.1-7, 2007.

FORNARI, M.C.S.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, A.C.; AMADIO, A.C. **Estudo das respostas eletromiográficas durante exercícios terapêuticos para o tratamento da lombalgia**. X Congresso Brasileiro de Biomecânica, v.2, 2003.

GLASS, S.C.; ARMSTRONG, T. Electromiographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. **Journal of Strength and Conditioning Research**. n.11, v.3, p.163-167, 1997.

GODOY, E. S. **Musculação e Fitness**. Rio de Janeiro: Sprint, 1994.

GOMES, A.C. **Treinamento Desportivo: princípios, meios e métodos**. Editora Treinamento Desportivo, 1999.

GONÇALVES, M.; CONCEIÇÃO, J.G.; ABRAMANT, M.; BORGES, N.; GOMES, O.A.; LAROSA, P.R.R.; ARAÚJO, R.C. **Quantificação eletromiográfica e eletrogoniométrica entre os músculos bíceps da coxa, semitendíneo e gastrocnêmio na flexão do joelho em diferentes posturas**. IV Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1992.

GUEDES Jr. D. P. **Personal Training na Musculação**. Rio de Janeiro: Ney Pereira Editora, 1997.

GUIMARÃES, A.C.S.; CRESCENTE, L.A.B.; **Eletromiografia de exercícios abdominais: um estudo piloto**. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*. v.6, n.1, p.110-116, 1984.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. São Paulo: Guanabara Koogan, 1993.

HAMILL, J & KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Editora Manole, 1999.

HERNANDES Jr. B. D. O. **Musculação – Montagem da Academia, Gerenciamento de Pessoal e Prescrição de Treinamento**. Rio de Janeiro: Sprint, 1998.

HOFFMAN, S. J.; HARRIS, J. C. **Cinesiologia: o estudo da atividade física**. São Paulo: Artmed, 2002.

HOPF, A. C. O.; MOURA, J. A. R. Musculação: o “detalhe” da terminologia. **Revista Dynamics**. V. 10, n.38, p. 18-23, 2002.

JACKSON, A.S.; POLLOCK, M.L. Generalized equations for predicting body density of men. **Br. J. Nutr.** n.40, p.497-504, 1978.

JOHNSON, JH.; COLODNY, S.; JACKSON, D. **Human torque capacity versus machine resistive torque for four Eagle resistance machines**. Journal of Applied Sport Science Research, n.4, p. 83-87, 1990.

JURAN, J. **A qualidade desde o projeto**. São Paulo: Edgar Blücher, 1994.

KONRAD, P.; **The ABC of EMG**. Version 1.0, 2005. www.noraxon.com. Acessado em 19 de junho de 2006.

KUMAR, S.; MITAL, A. Electromyography in Ergonomics. London: Taylor & Francis, 1996.

LEIGHTON, J. **Musculação**. Rio de Janeiro: Sprint, 1987.

LEME, M.A. **Estudo eletromiográfico dos músculos peitoral maior, deltóide anterior e tríceps do braço em indivíduos treinados em musculação**. Tese – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1999.

LOHMAN, T.G.; ROCHE, A.; MARTORELL, R. **Anthropometric Standardization Reference Manual**. Champaign Illinois: Human Kinetics Books, 1988.

LOSS, J.L.; BALBINOTE.; ZARO, M. **Análise de sinais eletromiográficos**. Material independente – apostila, 2000.

LOSS, J.L.; MARTINEZ, F.G.; ALDABE, D.; SANTOS, L.P. **Análise de movimentos nas articulações do ombro, cotovelo e rádio-ulnar: um estudo eletromiográfico**. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1999.

LOSS, J.L.; ZARO, M.; GODOLPHIM, B.H.; GODOLPHIM, B.; MICHAEL, C. **Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia**. Revista Movimento, v.4, n.8, 1998.

McARDLE, W.D., KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do Exercício – Energia, Nutrição e Desempenho Humano**. Rio de Janeiro, Ed. Guanabara Koogan S.A., 1998.

MARCHETTI, P.H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2006. <http://lob.incubadora.fapesp.br/portal> Acessado em 6 de dezembro de 2006.

McGINNIS, P. M. **Biomecânica do esporte e do exercício**. Porto Alegre: Artmed, 2002.

MONTEIRO, W.D. Medida de força muscular aspectos metodológicos e aplicações. **Revista Treinamento Desportivo**. v.3, n.1, p.38-51, 1998.

MOURA, J. A. R.; ALMEIDA, H. F. R. & SAMPEDRO, R. M. F. Força Máxima Dinâmica: Uma Proposta Metodológica para Validação do Teste de Peso Máximo em Aparelhos de Musculação. **Revista kinesis**, n.18, p23-50, 1997 a.

MOURA, J. A. R. **Efeito do tempo de prática e de indicadores metodológicos do treinamento resistido com pesos sobre o numero de repetições máximas obtidas por série em adultos jovens de ambos os sexos.** Tese (Doutorado em Ciência do Movimento Humano) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2004.

PARDAL, D.M.M.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. **Comparação de atividade eletromiográfica de músculos abdominais durante exercícios convencionais.** Brazilian Journal of Biomechanics, v.4, n.6, 2003.

PEIXOTO, CG; MELLO, RGT; LIMA, VP; MANFIO, EF. **Análise biomecânica do exercício de agachamento livre com barra para diferentes alturas de calcanhares.** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

PINCIVERO, D.M.; GANDHI, V.; TIMMONS, M.K.; COELHO, A.J. **Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions.** Journal of Biomechanics, 2004.

REILLY, T; THOMAS V. **Multi-station equipment for physical training: design and validation of a prototype.** Applied Ergonomics, v.9, n.4, p.201-206, 1978.

RASH, P. J. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada.** 7a Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

RODRIGUES, C. E. C. **Musculação na academia.** Rio de Janeiro: Sprint, 1998.

RODRIGUES, C. E. C. **Musculação – métodos e sistemas.** 2ª Ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2001.

RUFINO, V.S.; SOARES, L.F.S.; SANTOS, D.L. Características de freqüentadores de academias de ginástica do Rio Grande do Sul. **Revista Kinesis.** n.22, p.57-68, 2000.

SÁ, K.B. **Comparação de exercícios de força para o músculo Grande Dorsal: um estudo eletromiográfico.** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

SÁ, K.B. **Comparação de exercícios para a porção acromial do músculo deltóide: um estudo eletromiográfico.** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

SANTOS, A.B.; SILVA, F.C.; LOSS, J.F. **Comparação do torque de resistência externo de exercícios de flexão do cotovelo.** XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.

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

SILVA, L.P.; DAL PUPO, J.; ALVES, J.V.; MOTA, C.B. **Effects of different handle techniques during the back pull exercise on the angular kinematic and production of strength.** Revista Portuguesa de Ciência do Desporto, v.7, n.2, 2007.

SILVA, R.D.; GONÇALVES, M. **Supino Plano com Halteres: um estudo eletromiográfico.** Revista Motriz, v.7, n.1, p.1-5, 2001.

SIRI, W.E. Body Composition from Fluid Space and Density. In: Techniques for Measuring Body Composition. J. Brozec and A. Hanschel. Washington, DC: **National Academy of Science**, p.223-224, 1961.

SMITH, L. K., WEISS, E. L. & LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstron.** 5ª Ed. São Paulo: Manole, 1997.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. **A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data.** Physical Therapy . v.80, n.5, 2000.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.K. **Métodos de pesquisa em Atividade Física.** Porto Alegre: Artmed, 2002.

TUBINO, M. J. G. **Metodologia Científica do Treinamento Desportivo.** São Paulo: Ibrasa, 1979.

VAZ, M.C.; BERCH, V.; TROMBINI, R.S.; COSTA, M.S.; GUIMARAES, A.C.S. **Comparação da intensidade da atividade elétrica dos músculos reto abdominal e oblíquo externo em exercícios abdominais com e sem a utilização de aparelhos.** VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1999.

VAZ, M.C.; GUIMARAES, A.C.S.; CAMPOS, M.I. **Análise de exercícios abdominais: um estudo biomecânico e eletromiográfico.** Revista Brasileira de Ciência e Movimento, v.5, n.4, p.18-40, 1991.

WARDEN, S.J.; WAJSWELNER, H.; BENNEL, K.L. **Comparison of AbShaper and conventionally performed abdominal exercises using surface electromyography.** Medicine and Science in Sports & Exercise, v.31, n.10, p.1656-1664, 1999.

WEINECK, J. **Treinamento ideal.** 9ª Ed. São Paulo: Manole, 1999.

ZATSIORSKY, V. M. **Biomecânica do Esporte.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

ANEXOS

Anexo – 1



**UNIVERSIDADE DO SUL DE SANTA CATARINA
COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP UNISUL
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E
ESCLARECIDO**

Título do Projeto: **Análise biomecânica do exercício “Puxada Alta” utilizando dois diferentes aparelhos de musculação: aparelho articulado vs aparelho de polia fixa**

| | |
|--|--|
| <p>Gostaria de obter todas as informações sobre este estudo:</p> <p>a- tempo que terei de ficar disponível;</p> <p>b- quantas sessões serão necessárias (com dia e horário previamente marcados);</p> <p>c- detalhes sobre todos os procedimentos (testes, tratamentos, exercícios, etc.);</p> <p>d- local onde será realizado;</p> <p>e- equipamentos ou instrumentos que serão utilizados;</p> <p>f- se preciso vestir alguma roupa ou sapato apropriado;</p> <p>e quaisquer outras informações sobre o procedimento do estudo a ser realizado em mim.</p> | <p>Uma hora.</p> <p>Uma sessão. Dia: Hora:</p> <p>Será realizado um teste de força máxima em dois sistemas diferentes de Exercício resistido com pesos.</p> <p>Laboratório de Biomecânica da UFSC.</p> <p>Um eletromiógrafo (aparelho semelhante ao eletrocardiógrafo que mede a atividade muscular); Aparelho específico de musculação.</p> <p>Será necessário retirar a camisa durante os procedimentos experimentais.</p> <p>Será colocado junto à pele eletrodos (uma espécie de “band-aid” redondo de três centímetros de diâmetro, o qual será conectado um fio que ligará ao aparelho responsável por “ler” a atividade muscular).</p> |
| <p>Quais as medidas a serem obtidas?</p> | <p>As medidas serão lidas em milivolts.</p> |
| <p>Quais os riscos e desconfortos que</p> | <p>Somente referente ao esforço (fadiga)</p> |

| | |
|---|---|
| podem ocorrer? | |
| Quais os meus benefícios e vantagens em fazer parte deste estudo? | Conhecimento da sua potencialidade máxima de exercer força nos determinados aparelhos de musculação colaborando assim, para uma melhor prescrição de exercícios nesta área. |
| Quais as pessoas que estarão me acompanhando durante os procedimentos práticos deste estudo? | O pesquisador e sua equipe (máximo 3 pessoas) |
| Existe algum questionário que preciso preencher? Sou obrigado a responder a todas as perguntas? | Não há questionário a responder. |
| PESSOA PARA CONTATO: Luciano da Silva (pesquisador responsável) | NÚMERO DO TELEFONE: (48) 9162-0022 ENDEREÇO: Rua São João Santo Amaro da Imperatriz - SC |

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e que recebi, de forma clara e objetiva, todas as explicações pertinentes ao projeto e que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso : _____

RG : _____

Local e Data: _____

Assinatura: _____

Adaptado de: (1) South Sheffield Ethics Committee, Sheffield Health Authority, UK; (2) Comitê de Ética em pesquisa - CEFID - Udesc, Florianópolis, BR.



UNIVERSIDADE DO SUL DE SANTA CATARINA
Av. José Acácio Moreira, 787 - Bairro Dehon - Cx Postal 370
88704-900 - Tubarão - SC
Fone: (48) 621-3000

DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA E CONCORDÂNCIA DAS INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS

Local e data: _____

Com o objetivo de atender às exigências para a obtenção de parecer da Comissão de Ética em Pesquisa - CEP-UNISUL, os representantes legais das instituições envolvidas no projeto de pesquisa intitulado "**Análise biomecânica do exercício "Puxada Alta" utilizando dois diferentes aparelhos de musculação: aparelho articulado vs aparelho de polia fixa**" declaram estarem cientes e de acordo com seu desenvolvimento nos termos propostos, lembrando aos pesquisadores que no desenvolvimento do referido projeto de pesquisa, serão cumpridos os termos da resolução 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde.

Ass. Pesquisador responsável (UNISUL)

Ass. do responsável pela Instituição (UNISUL)
(Coordenador de curso)

Ass. do responsável da outra Instituição (UFSC)

Anexo - 3

Planilha Básica para coleta de dados

Nome: _____

Peso: _____ kg Tempo de prática: _____

Estatura: _____ cm Qtas x p/sem o exercício: _____

Dobras: PE: ABD: Cx:

%G:
1 teste - sistema: _____Qual sistema treina
atualmente:**1RM tradicional:** _____ kg 75%= _____**1RM alternativo:** _____ kg 75%= _____

| 1RM | Regular | Alternativo |
|---------------|---------|-------------|
| 1 tentativa - | _____ | _____ |
| 2 tentativa - | _____ | _____ |
| 3 tentativa - | _____ | _____ |
| 4 tentativa - | _____ | _____ |
| 5 tentativa - | _____ | _____ |
| 6 tentativa - | _____ | _____ |