

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

Thais Loregian

**AVALIAÇÃO DO DÉFICIT BILATERAL NO EXERCÍCIO DE
FLEXÃO DO COTOVELO**

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2010

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Educação Física

Thais Loregian

**AVALIAÇÃO DO DÉFICIT BILATERAL NO EXERCÍCIO DE
FLEXÃO DO COTOVELO**

Monografia apresentada à Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como pré-requisito para conclusão do curso de Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre
Novembro de 2010

“ O sucesso é uma consequência e não um objetivo”
Gustave Flaubert

RESUMO

O treinamento de força é hoje uma das modalidades mais populares de exercício para melhorar a aptidão física de um indivíduo. Quanto à lateralidade, os exercícios podem ser realizados de forma unilateral ou bilateral, promovendo diferentes adaptações. Alguns estudos têm apresentado uma redução nos valores produzidos de força e sinal eletromiográfico (EMG), quando o exercício é executado de maneira bilateral, em comparação com o somatório desses valores numa condição unilateral, caracterizando assim o fenômeno denominado déficit bilateral. O objetivo desse estudo foi verificar a ocorrência de déficit bilateral em homens jovens na flexão do cotovelo, e quantificar a magnitude desse déficit. O estudo semi-experimental foi constituído por uma amostra de 12 sujeitos do sexo masculino, com idade média de $22,9 \pm 3,2$ anos, não praticantes de treinamento de força, selecionados voluntariamente. Foram registrados os valores de força e EMG com o uso de uma célula de carga e eletrodos de superfície, respectivamente, num teste isométrico voluntário máximo de flexão do cotovelo de forma unilateral e bilateral. Através da *Anova* de medidas repetidas a um fator verificou-se valores médios significativamente superiores no sinal EMG quando realizada a flexão de cotovelo isométrica máxima unilateral ($2088,23 \pm 750,80 \mu V$) $p < 0,05$, comparativamente à flexão do cotovelo isométrica máxima bilateral ($1680,55 \pm 664,57 \mu V$) $p < 0,05$. Os mesmos resultados foram verificados para a força, em que na condição unilateral do exercício os valores médios foram significativamente superiores ($40,31 \pm 7,68$) $p < 0,05$, quando comparados com os valores médios da condição bilateral ($31,86 \pm 3,51$) $p < 0,05$. Os resultados do déficit bilateral foram respectivamente de $-18,83 \pm 14,77\%$ e $-18,45 \pm 18,90\%$ para a força e para o sinal EMG. Esses resultados sugerem que o treinamento de força na condição unilateral parece gerar melhores respostas para força e para atividade muscular, ainda que esse tipo de treinamento tenda a aumentar ainda mais o déficit bilateral. Portanto, o treino unilateral pode ser uma estratégia adequada a ser utilizada na prescrição de treinamento, mostrando-se mais efetiva no incremento agudo da ativação muscular.

Palavras-chave: déficit bilateral, flexão de cotovelo, exercícios de força unilateral e bilateral, eletromiografia (EMG), força.

ABSTRACT

The strength training, currently, is one of the most popular exercises for improving physical fitness of a subject. On the side, the exercises can be performed unilaterally or bilaterally, providing different adaptations. Some studies have shown a reduction in the values of strength and electromyographic (EMG), when exercise is performed bilaterally, compared with the sum of these values in a unilateral condition, characterizing the phenomenon called bilateral deficit. The aim of this study was to investigate the occurrence of bilateral deficit in young men in elbow flexion, and quantify the magnitude of this deficit. The semi-experimental study consisted of a sample of 12 male subjects with a mean age of 22.9 ± 3.2 years were not engaged in strength training, voluntarily selected. We recorded the values of force and EMG using a load cell and surface electrodes, respectively, a maximum voluntary isometric testing of elbow flexion unilaterally or bilaterally. Through repeated measures: ANOVA one way there was values significantly higher in the average EMG when performed elbow flexion maximal isometric unilateral ($2088.23 \pm 750.80 \mu V$) $p < 0.05$ compared to maximal isometric elbow flexion bilaterally ($1680.55 \pm 664.57 \mu V$) $p < 0.05$. The same results were observed for the force, on condition that the unilateral exercise values were significantly higher (40.31 ± 7.68) $p < 0.05$ when compared with the average of the bilateral condition (31.86 ± 3.51) $p < 0.05$. The results of the bilateral deficit were respectively -18.83 ± 14.77 and $-18.45 \pm 18.90\%$ for the force and EMG signal. These results suggest that strength training in the unilateral condition seems to generate better responses to strength and muscle activity, although this type of training tend to further increase the bilateral deficit. Therefore, the unilateral training may be an appropriate strategy to be used in the prescription of training, being more effective in increasing acute muscle activation.

Keywords: bilateral deficit, elbow flexion, strength exercises unilateral and bilateral, electromyography (EMG), force.

SUMÁRIO

Item	Título	Página
1.	INTRODUÇÃO	10
1.1.	Objetivos	12
1.1.1.	Objetivo Geral	12
1.2.2.	Objetivos Específicos	13
2.	REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1.	Déficit Bilateral	14
2.2.	Atividade Elétrica	14
2.3.	Diferenças na Velocidade de Execução	16
2.4.	Fadiga Muscular e Déficit Bilateral	16
2.5.	Contrações Isométricas.....	17
3.	ABORDAGEM METODOLÓGICA	19
3.1.	Método	19
3.2.	População	19
3.3.	Amostra	19
3.3.1.	Cálculo do Tamanho da Amostra	19
3.3.2.	Crítérios de Inclusão	20
3.4.	Variáveis	20
3.4.1.	Variáveis Dependentes	20
3.4.2.	Variáveis Independentes	20
3.4.3.	Tratamento das Variáveis Dependentes	21
3.5.	Instrumentos	21
3.5.1.	Balança	21
3.5.2.	Estadiômetro	21

3.5.3. Banco <i>scott</i>	21
3.5.4. Eletromiógrafo	21
3.6. Procedimento para Coleta de Dados	22
3.6.1. Desenho Experimental	22
3.6.2. Contração Voluntária Máxima	23
3.6.3. Coleta do Sinal Eletromiográfico	23
3.6.4. Aquisição de Dados	24
3.6.5. Tratamento dos Dados Eletromiográficos	24
3.6.6. Cálculo da magnitude do déficit bilateral	24
3.7. Análise Estatística	25
4. RESULTADOS.....	26
4.1. Caracterização da Amostra	26
4.2. Resposta da Atividade Muscular	26
5. DISCUSSÃO.....	29
6. CONCLUSÃO	33
7. REFERÊNCIAS	34
ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	39

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

DF	Déficit bilateral
TF	Treinamento de força
RM(s)	Repetição máxima(s)
%	Percentual
%1RM	Percentual de uma repetição máxima
ESEF	Escola de Educação Física
LAPEX	Laboratório de Pesquisa do Exercício
s	Segundos (unidade de medida de tempo)
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
EMG	Eletromiografia
UMs	Unidade(s) motora(s)
SNC	Sistema Nervoso Central
CVM	Contração Voluntária Máxima
RMS	<i>Root Mean Square</i>
Hz	Hertz
BI	Índice Bilateral

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Caracterização da amostra	26
Tabela 2 -	Valores de média e desvio padrão (DP) da atividade elétrica (RMS), registrados durante a execução da flexão de cotovelo isométrica bilateral e unilateral	27
Tabela 3 -	Valores de média e desvio padrão (DP) da força máxima (kg) registrados durante a execução da flexão de cotovelo isométrica bilateral e unilateral	27

1. INTRODUÇÃO

O treinamento de força (TF) é hoje uma das modalidades mais populares de exercício para melhorar a aptidão física de um indivíduo e para o condicionamento físico de atletas. Essa popularidade pode ser atestada pelo número crescente de salas de musculação em clubes, universidades e escolas, estando inserida em diversos ambientes, e sendo cada vez mais indicada a diferentes populações. Isto se deve aos diversos benefícios oferecidos por esta modalidade de treino, tais como aumento de força, aumento de massa magra, diminuição da gordura corporal e melhoria do desempenho físico em atividades esportivas e da vida diária, quando bem planejada e desenvolvida para produzir todos esses benefícios (FLECK & KRAEMER, 2006). Para que os objetivos do treinamento sejam atingidos, há vários sistemas de treinamento ou programas, sendo que a forma de condução do treinamento pode ser por meio de exercícios unilaterais ou exercícios bilaterais.

É reconhecido que há, principalmente, dois mecanismos de adaptação ao programa de treinamento de força, sendo estes a hipertrofia muscular e a adaptação neural (FOLLAND e WILLIAMS, 2007; JONES e RUTHERFORD, 1987). A hipertrofia muscular está associada ao aumento da área de secção transversa do músculo, e a adaptação neural refere-se a mudanças no controle nervoso do músculo, sendo que esta pode incluir uma melhor ativação da unidade neural e controle da fibra muscular. Além disso, as unidades motoras (UMs) são recrutadas por impulsos do sistema nervoso central (SNC) para o neurônio motor, o que tem sugerido que o TF pode aumentar a frequência de disparo do impulso e, assim, aumentar o potencial de desenvolvimento da força (VAN CUTSEM et al., 1998). Isso ocorre, segundo alguns estudos eletromiográficos, porque mais UMs podem ser recrutadas juntamente com um disparo aumentado de UMs depois de programas de treinamento que focalizem a mobilização máxima de força

(HAKKINEN e KOMI, 1986; HAKKINEN et al., 1985; KOMI et al., 1978; MORITANI e DE VRIES, 1979; NARICI et al., 1989). Entretanto, também há estudos eletromiográficos que relatam que o treinamento de força não afeta a adaptação neural (NARICI et al., 1996).

Alguns estudos têm demonstrado que a carga desenvolvida durante ações bilaterais é menor do que a soma das cargas desenvolvidas unilateralmente, por cada membro, sendo esta diferença chamada de déficit bilateral (KURUGANTI e SEAMAN, 2006; CHAVES et al.; 2004; TANIGUCHI, 1998; VANDERVOOT, SALE e MOROZ, 1984). Portanto, o déficit bilateral dos membros descreve a diferença da capacidade dos músculos em gerar força máxima ou submáxima, quando contraídos individualmente, ou em combinação com o músculo contralateral (KURUGANTI e SEAMAN, 2006).

A diferença entre a força desenvolvida durante ações bilaterais e unilaterais, pode estar associada à redução da estimulação de unidades motoras, sendo a maior parte delas UMs de alto limiar. (JAKOBI e CHILIBECK, 2001; VANDERVOOT, SALE E MOROZ, 1984). Essa menor estimulação das UMs pode ocorrer devido à inibição pelos mecanismos protetores, ocasionando, conseqüentemente, uma menor produção de força. Segundo, Secher (1975) apud Fleck & Kraemer (2006), o treinamento de ações bilaterais reduz o déficit bilateral, pois diminui o bloqueio do córtex cerebral. Embora o exercício bilateral diminua o déficit, a execução de exercícios unilaterais pode ser importante, por exemplo, para esportes nos quais a produção de força de um membro independente seja necessária em movimentos recíprocos (FLECK & KRAEMER, 2006), como estratégia, no sentido de conservar a força, principalmente, em situações de assimetrias importantes (CHAVES et al., 2004), ou por pessoas com hipertensão, em que os exercícios unilaterais apresentam uma resposta pressórica menor do que os exercícios bilaterais (FLECK & KRAEMER, 2006).

Uma, dentre as diversas formas de avaliar a diferença entre a ativação elétrica do músculo entre ações unilaterais e bilaterais é a eletromiografia (EMG), que se constitui num método de registro e quantificação da atividade elétrica (potenciais de ação da fibra muscular) produzida pelas fibras musculares das UMs

ativadas (KOMI, 2006). Segundo De Luca (1997), a eletromiografia é utilizada porque proporciona fácil acesso aos processos fisiológicos que levam o músculo a gerar força, produzir movimento e realizar inúmeras funções que nos permitem interagir com o mundo que nos rodeia. Os registros dos sinais eletromiográficos podem ser quantificados de diversas maneiras, refletindo a combinação do recrutamento e da frequência de disparo de inúmeras UMs. Essa combinação é geralmente referida como ativação da unidade motora. Por isso, quando há um aumento na quantificação do sinal EMG durante uma contração voluntária máxima (CVM), pode-se inferir que houve um aumento na ativação das unidades motoras, e, portanto, uma adaptação neural (KOMI, 2006).

Considerando que a literatura sugere que, embora ainda existam divergências, há um déficit bilateral entre as ações realizadas de forma unilateral e bilateral, a importância do presente estudo justifica-se pela necessidade de verificar se realmente existe um déficit bilateral na flexão do cotovelo, e qual a magnitude desse déficit, para assim compreendermos melhor a diferença entre esses dois tipos de exercícios, e identificar em qual deles há maior produção de força muscular e atividade elétrica. Além disso, caso seja identificada a presença de déficit bilateral, na flexão de cotovelo, será avaliada a hipótese do treino unilateral permitir o treino com cargas mais elevadas, possibilitando maiores incrementos na força e hipertrofia musculares.

A partir das informações explanadas, que dizem respeito a algumas evidências literárias, o presente estudo busca responder a seguinte pergunta: existe um déficit bilateral, em homens jovens, na flexão do cotovelo, quando realizada de forma unilateral e bilateral, e qual a magnitude desse déficit?

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo Geral

Analisar se existe um déficit bilateral em homens jovens na flexão do cotovelo, e identificar a magnitude desse déficit.

1.1.2. Objetivos Específicos

- Comparar os valores de produção de força no exercício de flexão do cotovelo entre as condições uni e bilateral;
- Comparar a atividade eletromiográfica entre exercícios isométricos unilaterais e bilaterais de flexão de cotovelo;
- Identificar a magnitude do déficit bilateral da atividade elétrica na flexão do cotovelo;
- Identificar a magnitude do déficit bilateral para a variável força na flexão do cotovelo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Déficit Bilateral

Ao realizar-se um exercício de forma unilateral, ou seja, um membro de cada vez, e se a carga utilizada para cada membro for somada, esta provavelmente será maior do que se o mesmo exercício for realizado de forma bilateral, os dois membros simultaneamente. A esta diferença dá-se o nome de déficit bilateral (KURUGANTI e MURPHY, 2008).

Segundo, Kuruganti e Seaman (2006), o déficit bilateral dos membros descreve a diferença da capacidade dos músculos em gerar força máxima ou submáxima quando contraídos sozinhos ou em combinação com seu músculo contralateral. Portanto, o déficit ocorre quando as forças unilaterais somadas são maiores do que as forças bilaterais.

O déficit bilateral parece ser causado por mecanismos neurais e não biomecânicos (OWINGS e GRABINER, 1998). Segundo, Van Dieën, Ogita e De Haan (2003), a atividade do córtex motor em um hemisfério reduz a ativação do hemisfério oposto, sendo que esta inibição seria um fator limitante no desempenho de ações bilaterais.

Entretanto, segundo, Jakobi e Cafarelli (1998), estudos utilizando protocolos e amostras similares, divergem em seus resultados, encontrando a presença do déficit bilateral em alguns casos, mas não em outros. Alguns fatores são sugeridos para a ocorrência dessas divergências de resultados, como o tipo de treinamento, a idade, desordens motoras, fadiga, tipo de fibra, dominância esquerda – direita. Segundo os autores, muitos investigadores sugerem que o déficit bilateral seja consequência de um aumento desproporcional na coativação do antagonista, mas nenhum estudo abordou esta possibilidade.

2.2. Atividade Elétrica

O sinal EMG mede o comando neural enviado para o músculo, e fornece evidências do mecanismo neural responsável pelo déficit. A amplitude do sinal EMG depende das propriedades da membrana das fibras musculares, assim como

o sincronismo dos potenciais de ação das unidades motoras, e, portanto, reflete as propriedades periféricas e centrais do sistema neuromuscular (FARINA et al., 2004 apud KURUGANTI e MURPHY, 2008).

Alguns estudos têm mostrado que a amplitude do sinal EMG é menor sob condições bilaterais versus condições unilaterais (KOH et al., 1993; ODA e MORITANI, 1994; OHTSUKI, 1981; STEGER e DENOTH, 1996; VANDERVOOT et al., 1984; KURUGANTI e MURPHY, 2008). Entretanto, muitos outros estudos têm mostrado que não há diferença estatisticamente significativa (HOWARD e ENOKA, 1991; OWINGS e GRABINER, 1998; SCHANTZ et al., 1989). Isso tem sugerido que um declínio no sinal EMG em paralelo com o déficit de força durante contrações bilaterais, implicaria em uma base neural para o déficit (HOWARD e ENOKA, 1991).

Em um estudo de Koh et al. (1993) de geração de torque em 12 indivíduos saudáveis, que realizaram a extensão isométrica do joelho unilateral e bilateralmente, foi encontrado que a amplitude do sinal EMG diminuiu em paralelo com o torque da tarefa unilateral para a tarefa bilateral. Esses resultados são consistentes com a idéia de que uma ativação muscular diminuída seja responsável pelo déficit bilateral.

Vandervoot, Sale e Moroz (1984) analisaram a atividade elétrica da musculatura do quadríceps, durante a extensão de joelhos realizada de forma uni e bilateral, em jovens estudantes de educação física. O estudo concluiu que há uma diferença significativa de ativação entre ambas as condições, mostrando uma ativação diminuída da condição bilateral, em comparação com a condição unilateral.

Em um estudo de Ohtsuki (1983), do qual participaram 10 estudantes universitárias saudáveis, em que foi medida a força muscular isométrica voluntária máxima durante a extensão e flexão do cotovelo de forma bilateral e unilateral, foi encontrada uma correlação entre a força e a EMG. O estudo mostrou que na contração bilateral a amplitude de força desenvolvida pelo esforço voluntário máximo para ambos os braços foi reduzida. Ao mesmo tempo em que a atividade elétrica do músculo agonista, extensores do cotovelo, também é reduzida. O

estudo concluiu que em todos os casos a força bilateral foi menor do que a força unilateral.

2.3. Diferenças na Velocidade de Execução

Na maioria das pessoas, o déficit bilateral durante contrações lentas é menor do que 20%, mas para contrações rápidas tem sido registrado ser tão alto quanto 25 – 45% (ENOKA, 1997).

Segundo, Vandervoot, Sale e Moroz (1984), os músculos com uma proporção relativamente alta de fibras de contração rápida, podem desenvolver relativamente mais força em velocidades elevadas, entretanto fadigam mais rapidamente do que o mesmo grupo muscular com uma proporção relativamente alta de fibras de contração lenta. Assim, se as contrações voluntárias máximas bilaterais são caracterizadas por uma menor ativação das UMs de contração rápida, então os músculos envolvidos deveriam ter um comportamento como uma “preparação de contração lenta”. Ou seja, a condição bilateral deveria mostrar um melhor declínio na força, com o aumento da velocidade de contração, mas uma menor fatigabilidade em relação com a condição unilateral.

Num estudo de Vandervoot, Sale e Moroz (1984), foram analisadas as diferenças nas CVMs entre a extensão de joelhos de forma uni e bilateral, em nove sujeitos para a relação força-velocidade e fatigabilidade. Como resultado, os autores afirmam que conforme o aumento da velocidade de contração, maior o declínio na força bilateral. Concluindo, o maior declínio relativo na força a altas velocidades, em combinação com uma menor fatigabilidade na condição bilateral, suporta a hipótese desse estudo de que há uma reduzida ativação das unidades motoras de contração rápida na CVM bilateral.

2.4. Fadiga Muscular e Déficit Bilateral

A fadiga muscular é um fator que afeta de forma negativa os níveis de coordenação motora e de produção de força em qualquer tipo de atividade física, agindo como uma defesa a possíveis detrimientos fisiológicos causados por níveis

excedentes de atividade física. Entretanto, não está claro nos estudos se esse mecanismo tem alguma relação com o déficit bilateral (BELLONI et al., 2008).

Num estudo de Vandervoot, Sale e Moroz (1984), foram analisadas as diferenças entre as CVMs de extensão de joelhos de forma uni e bilateral em nove sujeitos para os efeitos da fadiga. Encontrou-se um menor declínio na força de contrações bilaterais ao longo do teste de fadiga dinâmica para cada uma das variáveis medidas, pico de torque e impulso. Os índices de resistência foram, portanto, maiores durante todo o teste para a CVM e a força bilateral, que inicialmente foi significativamente menor do que a unilateral, mas, tornou-se mais próxima da unilateral no final do protocolo de fadiga.

No estudo de Belloni et al. (2008), que tinha por objetivo verificar os efeitos da fadiga sobre o DB, foi verificada a força isotônica voluntária máxima num pré-teste de pernas, de forma uni e bilateral. Logo após, os indivíduos realizaram um protocolo de fadiga muscular, que consistia em 5 a 6 séries com a perna direita, e imediatamente após com a perna esquerda a 85% da carga máxima obtida. Era dado um intervalo de 1,5 minutos entre cada série. Após o protocolo de fadiga foi realizado o pós-teste, para verificar a força isotônica voluntária máxima nas mesmas características do pré-teste. O DB foi calculado no pré e pós-teste. Como resultados, o estudo encontrou que, após o protocolo de fadiga muscular, os níveis de força dos sujeitos diminuíram significativamente, mas não houve mudança estatisticamente significativa no déficit bilateral. O estudo conclui, portanto, que o déficit bilateral não é influenciado pela fadiga muscular induzida a 85% da carga máxima obtida, e sugere que o DB possa ser influenciado por mecanismos centrais do sistema somático.

2.5. Contrações Isométricas

Quando um músculo é ativado e desenvolve força, mas não ocorre nenhum movimento visível na articulação, acontece uma ação muscular isométrica (FLECK & KRAEMER, 2006). Nesse tipo de contração são controladas algumas variáveis, como o posicionamento dos sujeitos, estabilização do corpo, o número de articulações envolvidas, as quais estão associadas ao movimento dinâmico.

Portanto a contração isométrica pode melhor elucidar se o DB é influenciado por fatores biomecânicos, fisiológicos ou neurológicos (JAKOBI e CHILIBECK, 2001).

Segundo Jakobi e Chilibeck (2001), o déficit bilateral nos membros superiores do corpo parece ser um fenômeno consistente, pois foi evidente em 12 dos 17 experimentos isométricos realizados para membros superiores, em sujeitos destreinados. Para Oda e Moritani (1994) e Ohtsuki (1983), o DB de flexão do cotovelo foi menor, em torno de 6-8%, enquanto que na extensão do cotovelo foi de aproximadamente 24% (OHTSUKI, 1983).

Oda e Moritani (1994) registraram forças significativamente menores nos braços direito e esquerdo para a flexão de cotovelo bilateral comparado com os movimentos unilaterais. Em ambos os registros, a força e EMG no braço direito foram mais adversamente afetadas. A EMG bilateral no lado direito foi reduzida em 9,5%, e no lado esquerdo em 7,6%. A partir desses resultados parece que o DB nos membros superiores possa ocorrer devido a uma ativação neuromuscular diminuída.

Portanto, na subdivisão da literatura e centrado-se em cima de um modelo isométrico simples, o que mais se aproxima é que o déficit bilateral é um fenômeno evidente e estável nos músculos dos membros superiores e mais variável nos membros inferiores. Isso pode estar relacionado a diferenças nos reflexos espinais envolvidos nos movimentos corporais dos membros superiores e dos membros inferiores (JAKOBI e CHILIBECK, 2001).

A partir dos vários estudos sobre o DB, parece que realmente pode existir em diferentes tipos de indivíduos, independentemente de sua idade ou sexo. O DB ocorre tanto nos membros inferiores quanto nos membros superiores. Portanto, este estudo propõem-se a pesquisar mais sobre o déficit bilateral da flexão de cotovelo, para que se possa organizar um programa de treinamento utilizando uma ou outra modalidade de exercício, uni ou bilateral, em fases específicas do treinamento, para incrementar os níveis de produção de força, e, em decorrência disto, incrementar os ganhos neurais e morfológicos, e, reduzir o déficit bilateral.

3. ABORDAGEM METODOLÓGICA

3.1. Método

O projeto adotou uma metodologia semi-experimental. Os testes foram realizados em apenas um grupo, sem a presença de grupo controle, e com uma amostra não-aleatória selecionada por voluntariedade.

3.2. População

A população foi composta por sujeitos do sexo masculino, com idade entre 20 e 30 anos, sedentários, ou seja, que não praticavam atividade física sistemática.

3.3. Amostra

A amostra foi formada por método não-probabilístico, voluntário, a partir do público de estudantes da Escola de Educação Física (ESEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Ela foi selecionada por meio de comunicação oral para a participação na pesquisa. Os indivíduos foram informados sobre os procedimentos metodológicos desta investigação, e aqueles que aceitaram participar assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, em que é manifestado o conhecimento da abordagem metodológica do projeto e o interesse em fazer parte da amostra (ANEXO A). Os voluntários compareceram em datas e horários pré-estabelecidos para as sessões de coleta de dados. O estudo foi aprovado no Comitê de Ética da UFRGS (nº 188827).

3.3.1. Cálculo do Tamanho da Amostra

A amostra foi definida a partir do cálculo amostral, baseado no estudo de Ohtsuki (1983) para o nível de ativação muscular do bíceps braquial no exercício de flexão de cotovelo de forma unilateral e bilateral. Optou-se pela utilização deste estudo como referência para o cálculo amostral, mesmo sendo este um estudo antigo e realizado com estudantes japoneses, visto que algumas das principais

bases brasileiras (PubMed, Scopus) foram pesquisadas, mas não foi encontrado um estudo que utilizasse as mesmas variáveis estudadas no presente estudo.

O cálculo foi realizado para amostras pareadas no programa PEPI versão 4.0, em que foi adotado um nível de significância de 0,05, com um poder de 80%. Com base nos desvios padrão e nas diferenças entre as médias obtidas no estudo de Ohtsuki (1983), o cálculo realizado demonstrou a necessidade de um “n” amostral de, no mínimo, 11 indivíduos para análise do nível de ativação muscular do bíceps braquial. A partir desses dados, foi estabelecida uma amostra de 12 indivíduos.

3.3.2. Critérios de Inclusão

- Homens entre 20 e 30 anos;
- Aparentemente saudáveis;
- Sem qualquer tipo de limitação articular, óssea ou músculo-esquelética que impossibilite a realização de exercícios de força;
- Sedentários, sem prática sistemática de exercício físico há, pelo menos, três meses antes da data de início do projeto.

3.4. Variáveis

3.4.1. Variáveis Dependentes

- Força (em quilogramas) produzida pela flexão do cotovelo de forma uni e bilateral;
- Valor RMS, obtido pelo tratamento do sinal da atividade elétrica produzida pelo músculo bíceps braquial no exercício de flexão do cotovelo de forma unilateral e bilateral.

3.4.2. Variáveis Independentes

- Exercício de flexão do cotovelo, realizado de forma unilateral e bilateral.

3.4.3. Tratamento das Variáveis Dependentes

Para a coleta das variáveis dependentes, foram realizados três protocolos de testes: 1) execução do exercício de flexão do cotovelo direito realizado de forma unilateral; 2) execução do exercício de flexão do cotovelo esquerdo realizado de forma unilateral; 3) execução do exercício de flexão do cotovelo realizado de forma bilateral (os dois membros simultaneamente). A ordem de execução de cada exercício foi realizada de forma randomizada. Para cada protocolo de teste, coleta da CVM e do sinal elétrico, foram realizadas três tentativas com 5 minutos de intervalo entre elas.

3.5. Instrumentos

3.5.1. Balança

Para a determinação da massa corporal foi utilizada uma balança da marca Urano, modelo OS 80 A, com resolução de 10g.

3.5.2. Estadiômetro

Para medir a estatura foi utilizado um estadiômetro inserido na balança da marca Urano, modelo OS 80 A, com resolução de 5mm.

3.5.3. Banco Scott

Para a coleta das informações sobre a força voluntária isométrica máxima, e a ativação elétrica do bíceps braquial, foi utilizado o banco *scott*, equipado com uma célula de carga, fixada ao chão por uma barra de ferro.

3.5.4. Eletromiógrafo

Para a aquisição dos dados foi utilizado um eletromiógrafo Miotool 400, da marca MIOTEC Equipamentos Biomédicos. O equipamento é composto por um sistema de 4 canais de 2000 Hz por canal. A energia deste sistema é fornecida por bateria.

3.6. Procedimentos para Coletas de Dados

As coletas de dados foram realizadas na sala 109 do setor neuromuscular do LAPEX da ESEF/UFRGS. Os sujeitos da amostra estavam cientes de que não poderiam realizar exercícios de flexão do cotovelo durante o dia da pesquisa, sendo que eles deveriam comparecer apenas um dia para as coletas, conforme abaixo explicado.

3.6.1. Desenho Experimental

- **Dia 1:** os indivíduos tiveram sua massa corporal e estatura medidos, e participaram de uma instrução de familiarização com o protocolo de testes utilizado. A instrução de familiarização consistiu em apresentar os objetivos do projeto, repassar os procedimentos metodológicos, combinando gestos ou palavras utilizadas durante a realização do teste, lembrar como o movimento deveria ser realizado e o seu tempo de execução. Além disso, foi reforçado ao sujeito que ele deveria atingir a sua força máxima, e que seriam utilizados estímulos verbais para o início e término do teste, além de um estímulo verbal motivacional durante a realização do mesmo.

Neste mesmo dia, os indivíduos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A).

Ainda neste dia, foram realizadas as coletas de dados da CVM do exercício de flexão do cotovelo de forma bilateral e unilateral num ângulo de 90° perpendicular a célula de carga. A ordem de execução dos exercícios foi sorteada pelo próprio indivíduo. Antes da realização do teste máximo, foi realizado um aquecimento prévio no banco *scott* com uma carga correspondente a 10% da massa corporal total do indivíduo. Após o aquecimento foram realizadas as CVMs, com uma duração de 5 segundos cada, para o exercício de flexão de cotovelo, sendo que foi fornecido um intervalo de 5 minutos entre cada tentativa. Para um efeito comparativo entre as diferentes formas de execução do exercício de flexão do cotovelo foi utilizado o maior valor de força e eletromiográfico entre as três CVMs para cada condição uni e bilateral..

Após a realização das coletas de dados, os valores das CVMs unilaterais e bilaterais e seus sinais elétricos foram comparados entre si, sendo que após o tratamento do sinal elétrico foi utilizado o valor RMS mais elevado para o sinal EMG, e o maior valor médio para o sinal de força.

3.6.2. Contração Voluntária Máxima

Os indivíduos foram posicionados no banco *scott* de modo que a contração isométrica fosse realizada em um ângulo de 90° perpendicular a célula de carga, alcançando um ângulo de 120° de flexão de cotovelo, devido à inclinação do banco *scott*. Para que esta angulação fosse atingida foi utilizado um goniômetro no centro rotacional da articulação do cotovelo, utilizando-se como referência o epicôndilo lateral do úmero.

Quando os indivíduos estavam posicionados corretamente no banco *scott*, foram realizadas as três CVMs, com uma duração de cinco segundos, para cada exercício. Durante a realização das CVMs foram obtidos o sinal EMG e a curva de força durante o período de cinco segundos, pela utilização de uma célula de carga acoplada ao banco *scott*. Foram utilizados os maiores valores da curva de força e EMG para a análise posterior.

3.6.3. Coleta do Sinal Eletromiográfico

Para a coleta do sinal da atividade elétrica do músculo foram utilizados eletrodos de superfície em configuração bipolar. Para a colocação dos eletrodos primeiramente foi feita a tricotomia da pele, assepsia e abrasão com algodão e álcool, para a retirada de sujeiras e células mortas e, assim diminuir a impedância da pele. A seguir, dois eletrodos foram colocados no ventre muscular do bíceps braquial, sendo que houve um terceiro eletrodo colocado na superfície do osso clavicular, servindo como eletrodo de referência.

Para a colocação dos eletrodos, foi utilizado como referência o posicionamento, segundo Leis e Trapani (2000) para o bíceps braquial, sendo que para a localização do ventre muscular foi utilizada uma fita métrica, para medir o ponto entre a origem e a inserção do músculo.

Os eletrodos foram do tipo “jacaré”, em que a distância entre eles é de aproximadamente 2 cm, e o nível de resistência entre os eletrodos foi medido e controlado antes de cada sessão com um multímetro digital, mantendo-se abaixo de 3000 Ohms (NARICI et al., 1989).

3.6.4. Aquisição de Dados

Os dados obtidos do eletromiógrafo foram transmitidos a um microcomputador via porta USB. O sinal EMG coletado foi transmitido a um *notebook*, contendo o *software* Miograph (versão 2.20) de aquisição de dados, possibilitando a visualização *on-line* das avaliações, assim como a gravação dos arquivos dos indivíduos avaliados. A frequência de amostragem do sinal EMG para o músculo foi de 2000 Hz (DE LUCA, 1997), sendo que para o sinal EMG, os “ganhos” foram entre 1000 e 2000 Hz.

3.6.5. Tratamento dos Dados Eletromiográficos

O tratamento dos dados foi realizado no *software* SAD32. Para o tratamento do sinal, primeiramente foram retirados os ganhos do sinal nos arquivos brutos, e então foi realizada a filtragem digital do sinal utilizando um filtro do tipo Passa-banda *Butterworth*, de 5ª ordem, com frequência de corte entre 20 e 500 Hz. As curvas do sinal correspondentes às CVMs (tempo de 5s), após terem passado pelos procedimentos de filtragem acima descritos, foram recortadas utilizando o platô na curva de força, obtido pela célula de carga, como uma referência temporal, num período de 1 s, para a obtenção do valor RMS. Os valores RMS obtidos das CVMs do bíceps braquial foram utilizados para a normalização dos dados.

3.6.6. Cálculo da magnitude do déficit bilateral

Para verificar o percentual da magnitude do déficit bilateral, foi utilizada uma fórmula do estudo de Howard e Enoka (1991), em que foi calculado um índice bilateral (BI) para cada variável, força (BI_f) e EMG (BI_e), utilizando-se os

valores obtidos dos testes com maiores resultados. O valor do BI é apresentado nesse estudo como valor médio. O BI (%) foi calculado do seguinte modo:

$$BI(\%) = \left[100 \times \left(\frac{\textit{bilateral}}{\textit{unilateral direito} + \textit{unilateral esquerdo}} \right) - 100 \right]$$

em que, o valor bilateral foi determinado como a soma dos valores unilaterais direito e esquerdo durante o exercício bilateral. Dessa fórmula, assume-se que um BI diferente de zero indica uma diferença entre as performances uni e bilaterais. Um BI > 0% indica que a performance bilateral é maior do que a soma das duas performances unilaterais. Reciprocamente, um BI < 0% indica que a performance bilateral é menor do que os valores unilaterais somados. Portanto, um BI negativo indica um déficit bilateral, enquanto um BI positivo indica uma facilitação bilateral.

3.7. Análise Estatística

Para analisar os dados coletados foi realizada uma análise exploratória. A normalidade da amostra foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk. Seguidamente pela apresentação destes em média e desvio padrão.

Para verificar a diferença entre os valores médios do sinal eletromiográfico nas condições uni e bilaterais, e da força nas condições uni e bilaterais optou-se pelo teste estatístico de medidas repetidas: ANOVA a um fator. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Todos os testes foram processados no *software* SPSS (versão 17.0).

4. RESULTADOS

4.1. Caracterização da Amostra

A Tabela 1 apresenta os dados de caracterização da amostra, composta por 12 sujeitos do sexo masculino, com idade média de $22,9 \pm 3,2$ anos, massa corporal média de $82,5 \pm 15,2$ kg, e uma estatura média de $1,78 \pm 0,03$ m. Os valores estão apresentados em média e desvio padrão (DP), sendo que entre parênteses estão apresentados os valores mínimos e máximos.

Tabela 1 – Caracterização da Amostra

Idade (anos) ($X \pm DP$)	Massa corporal (kg) ($X \pm DP$)	Estatura (m) ($X \pm DP$)
$22,9 \pm 3,2$ (20-29)	$82,5 \pm 15,2$ (68,4–117,7)	$1,78 \pm 0,03$ (1,71–1,84)

4.2. Respostas da Atividade Muscular

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados médios e seus desvios padrão para atividade elétrica, sendo que entre parênteses pode-se observar o valor mínimo e máximo, além disso, pode-se observar o BI(%) para o sinal EMG. Através da análise de medidas repetidas: ANOVA a um fator, verificou-se uma diferença estatisticamente significativa nos valores médios ($p < 0,05$) da atividade elétrica do bíceps braquial na flexão isométrica máxima de cotovelo do sinal unilateral, obtido através do somatório do sinal do braço direito com o sinal do braço esquerdo, de $(2088,23 \pm 750,80 \mu V)$, comparado com o sinal bilateral de $(1680,55 \pm 664,57 \mu V)$. Pode-se observar que o valor do sinal EMG unilateral é maior do que o sinal EMG bilateral, caracterizando um déficit bilateral. Entretanto, para a quantificação, em média, desta diferença, foi calculado um índice bilateral para o sinal EMG, sendo este de $-18,45 \pm 18,90\%$.

Tabela 2 – Valores de média e desvio padrão (DP) da atividade elétrica (RMS), registrados durante a execução da flexão de cotovelo isométrica bilateral e unilateral.

EMG unilateral (μV) ($\bar{X}\pm\text{DP}$)	EMG bilateral (μV) ($\bar{X}\pm\text{DP}$)	BI (%) ($\bar{X}\pm\text{DP}$)
2088,22 \pm 750,80*	1680,55 \pm 664,57	-18,45 \pm 18,90
(1153,91-3336,23)	(800,60–3131,41)	(-44,19+28,42)

Análise de medidas repetidas. Anova a um fator. *diferenças estatisticamente significativa entre as médias do EMG unilateral e bilateral ($p<0,05$).

Para avaliação da força também se utilizou o teste estatístico para análise de medidas repetidas: ANOVA a um fator, em que foi encontrada entre valores médios ($p<0,05$) para a força do bíceps braquial na flexão isométrica máxima de cotovelo do sinal unilateral (40,31 \pm 7,68kgf), comparado com o sinal bilateral (31,86 \pm 3,51kgf). Pode-se observar que o valor da força unilateral é significativamente maior do que a força bilateral, caracterizando um déficit bilateral. Para quantificar, em um valor médio, esta diferença, foi calculado um índice bilateral para a força, sendo este de -18,83 \pm 14,77%. Na Tabela 3 estão apresentados os resultados médios e seus desvios padrão para força, entre parênteses pode-se observar o valor mínimo e máximo; além disso, pode-se observar o BI(%) para a força.

Tabela 3 – Valores de média e desvio padrão (DP) da força máxima (kgf) registrados durante a execução da flexão de cotovelo isométrica bilateral e unilateral.

Força unilateral (kgf)	Força bilateral (kgf)	BI (%)
40,31 \pm 7,68*	31,86 \pm 3,51	-18,83 \pm 14,77
(27-51)	(11,60–28,30)	(-35,24+7,30)

Análise de medidas repetidas. Anova a um fator. *diferenças estatisticamente significativa entre as médias da força unilateral e bilateral ($p<0,05$).

Através do índice bilateral pode-se observar que houve um déficit bilateral de -18,83% para a força e de -18,45% para o sinal EMG, ou seja, quando

realizamos um exercício de flexão do cotovelo de forma bilateral há uma perda tanto de força quanto de atividade elétrica do bíceps braquial, comparado com a execução do mesmo exercício realizado de forma unilateral.

5. DISCUSSÃO

Os exercícios que compõem um programa de treinamento, no que diz respeito à lateralidade, podem ser executados de maneira unilateral ou bilateral. Os exercícios bilaterais apresentam uma maior complexidade neuromotora, pois recrutam unidades motoras de ambos os lados ao mesmo tempo, podendo causar um bloqueio dos hemisfério cerebrais, prejudicando assim a atividade muscular dos membros contralaterais (VAN DIEËN, OGITA, DE HAAN, 2003). Por sua vez, os exercícios unilaterais utilizam apenas um lado do corpo, por terem sua complexidade motora diminuída, o que proporciona uma atividade muscular facilitada do membro estimulado. As causas dessas diferenças estão relacionadas à limitação neural do córtex cerebral durante contrações máximas bilaterais (OWINGS e GRABINER, 1998). Por isso, quando são realizados exercícios de forma bilateral, estimulando os dois hemisférios do córtex cerebral ao mesmo tempo, há uma redução na ativação em cada um dos hemisférios, reduzindo o impulso cerebral, assim como a produção de força em cada um dos membros contra-laterais (VAN DIEËN, OGITA, DE HAAN, 2003).

Essa pode ser a razão pela qual quando é realizado um exercício de forma bilateral haja uma diminuição das capacidades máximas da musculatura, como força máxima e atividade elétrica, ocasionando assim um déficit bilateral.

Segundo, Kuruganti e Seaman (2006), déficit bilateral é a diferença da capacidade do músculo em gerar força máxima ou submáxima quando contraído sozinho ou em combinação com seu músculo contralateral. Ou seja, o déficit bilateral ocorre quando as forças unilaterais somadas são maiores que as forças bilaterais. Portanto, analisando os resultados encontrados pelo presente estudo, pode-se observar que houve um déficit bilateral do bíceps braquial durante o exercício de flexão de cotovelo, tanto para a análise de força, quanto para análise do sinal EMG, sendo este percentual de -18,83 e -18,45%, respectivamente.

Num estudo de Ohtsuki (1983), foi utilizado um “n” amostral de 10 indivíduos, em que a variabilidade de força para a flexão de cotovelo direita unilateral foi de $117,8 \pm 17,2$ e bilateral de $109,9 \pm 16,3$ N, enquanto para a flexão de cotovelo

esquerda unilateral foi de $112,7 \pm 15,9$ e bilateral de $102,4 \pm 12,3$ N, ou seja, em ambos os casos a força bilateral foi menor do que a força unilateral. O mesmo procedimento de cálculo foi aplicado para a eletromiografia, sendo que a taxa percentual da condição unilateral para bilateral da flexão de cotovelo direita foi de $82,06 \pm 32,00\%$, enquanto que para a flexão de cotovelo esquerda foi de $99,48 \pm 25,32\%$. O que significa que as relações de redução foram de $17,94 \pm 32,00$, e de $0,52 \pm 25,32\%$, respectivamente. Este experimento revelou que a contração bilateral dos músculos flexores do cotovelo reduziram a força voluntária isométrica máxima de cada músculo entre 6 e 25% quando comparado à contração unilateral dos mesmos músculos. O autor afirma que o esforço voluntário bilateral dos músculos correspondentes reduzem a força isométrica máxima de cada músculo, embora o decréscimo desses valores divergirem de registro para registro, provavelmente devido a diferenças nos músculos investigados, o desenho experimental, ou o sexo dos sujeitos.

Em um estudo de Howard e Enoka (1991), foram analisados e comparados os déficits de três grupos de sujeitos (destreinados, ciclistas e levantadores de peso). Todos os sujeitos realizaram testes de 1RM para exercícios uni e bilaterais, em que foi observado que houve um déficit bilateral no grupo dos sujeitos destreinados, enquanto que os ciclistas não apresentaram déficit bilateral e os levantadores de peso mostraram uma facilitação bilateral. Esses resultados podem indicar que quando são realizados exercícios bilaterais esse déficit pode ser reduzido, entretanto, quando são realizados apenas exercícios unilaterais esse déficit tende a aumentar.

No estudo de Adamson et al. (2008), que tinha por objetivo detectar os efeitos contralaterais do treinamento de força máxima unilateral na taxa de desenvolvimento de força e pico de força, eles encontraram que a taxa de desenvolvimento de força melhorou no braço treinado para cargas máximas e submáximas em 40-60%; entretanto, no braço destreinado também houve uma melhora na mesma magnitude. O pico de força melhorou somente durante contrações isométricas máximas em 37% no braço treinado e 35% no braço destreinado. O 1RM melhorou em 79% no braço treinado e 9% no braço

destreinado. Portanto, o treinamento de força máxima de um braço focando na mobilização máxima de força aumentou o desenvolvimento da força rápida e o 1RM no braço contralateral destreinado, o que sugere um aumento na unidade central que também atravessa para o lado contralateral.

Num estudo de Monteiro e Simão (2006) que comparou a carga obtida em 10 repetições máximas (RMs) na flexão do cotovelo, e a soma das ações unilaterais com o resultado obtido bilateralmente, não foi verificado déficit bilateral, pois as cargas obtidas no trabalho realizado bilateralmente foram superiores ao somatório do trabalho unilateral. Os autores afirmam que apesar dos aspectos que possam explicar o déficit bilateral, como a difusão dos impulsos entre os hemisférios cerebrais, estabilização postural, aprendizagem motora, redução da atividade antagonista, motivação e tipo de fibra muscular envolvida, a duração do esforço máximo parece ser um aspecto crucial na ocorrência do déficit bilateral. Atualmente, a maior parte dos estudos realizados envolveu protocolos de curta duração para a medida de força, tendo assim um grau de fadiga reduzido pela predominância do sistema ATP-CP, enquanto no teste de 10RMs a acidose é mais elevada; por isso eles sugerem a realização de mais estudos para que o fenômeno do déficit bilateral possa ser entendido em condições habituais do treinamento de força.

No estudo de Simão, Monteiro e Araújo (2001), em que foram comparadas a potência muscular (PM) e a carga máxima (CM) para a flexão de cotovelos, entre os dois braços e entre as condições uni e bilaterais, eles encontraram que a comparação entre o braço direito e o braço esquerdo para PM e para CM foram similares, e fortemente associadas. Entretanto, comparando a soma dos valores unilaterais com o valor bilateral pode-se observar que a CM era 5% maior, enquanto a PM era 5% menor. Segundo os autores, essa diferença reflete uma limitação central na coordenação motora de um movimento complexo realizado em velocidade máxima, e com carga relativamente alta.

Apesar de haver estudos que evidenciem a presença de um déficit bilateral, enquanto outros não o apresentem, muitos são os fatores que determinam a presença ou não deste fenômeno. Entretanto, no presente estudo ficou clara a

existência de um déficit bilateral da flexão de cotovelo, para uma condição isométrica voluntária máxima.

Portanto, os exercícios unilaterais constituem uma importante ferramenta do treino de força, pois estes parecem gerar melhores respostas ao treino quando comparados ao treinamento bilateral. Por isso, é importante a realização de novos estudos que avaliem o efeito crônico num nível neuromuscular e morfológico desses tipos de treinamento, para que se possa compreender melhor os efeitos de cada um deles.

6. CONCLUSÃO

Em conclusão, o atual estudo verificou uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre a atividade elétrica e a força da condição unilateral (direito + esquerdo) para uma condição bilateral, caracterizando assim a existência de um déficit bilateral no exercício de flexão do cotovelo em uma condição isométrica voluntária máxima, sendo a magnitude deste déficit de -18,45% para o sinal eletromiográfico e de -18,83% para a força.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adamson, Michael; MacQuaide, Niall; Helgerud, Jan; Hoff, Jan; Kemi, Ole J. **Unilateral arm strength training improves contralateral peak force and rate of force development.** European Journal of Applied Physiology. v. 103, p. 553-559, 2008.
2. Belloni, D.; Belloni, R.; Albuquerque, A. C.; Mazini, M. L.; Dantas, S.; Silva, V. F. **Os efeitos da fadiga muscular sobre o déficit de força bilateral.** Revista de Educação Física. v. 140, p. 4-12, 2008.
3. Callegari,-Jacques, Sidia M. **Bioestatística: princípios e aplicações.** Porto Alegre: Artmed, 2003.
4. Chaves, Christianne P. G.; Guerra, Cláudia P. C.; Moura, Silvia R. G.; Nicolí, Antonio I. V.; Félix, Idemar; Simão, Roberto. **Déficit bilateral nos movimentos de flexão e extensão de perna e flexão de cotovelo.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte. v.10, n. 6, p. 505-508, 2004.
5. De Luca, C. J. **The use of electromyography in biomechanics.** J. Appl. Biomec. 13, p. 135-163, 1997.
6. Enoka, Roger M. **Neural adaptations with chronic physical activity.** Journal of Biomechanics. v. 30, n. 5, p. 447-455, 1997.
7. Fleck, S. J.; Kraemer, W.J. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular.** 3ªed. Porto Alegre: Editora Artmed, 2006.
8. Folland, J. P.; Williams, A. G. **The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength.** Sports Medicine. v.37, p. 145-168, 2007.

9. Howard, J. D.; Enoka, R. M. **Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects.** J. Appl. Physiol. v. 70, n. 1, p. 306-316, 1991.
10. Jakobi, J. M.; Cafarelli, E. **Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions.** Journal Appl. Physiol. v.84, n. 1, p. 200-206, 1998.
11. Jakobi, J. M.; Chilibeck, P. D. **Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force.** Canadian Journal of Applied Physiology. v. 26, n. 1, p. 12-33, 2001.
12. Jones, D. A.; Rutherford, O. M. **Human muscle strength training: the effects of three different regimes and the nature of the resultant changes.** Journal of Physiology. v. 391, p. 1-11, 1987.
13. Koh, Timothy J.; Grabiner, Mark D.; Clough, Carol A. **Bilateral deficit is larger for step than ramp isometric contractions.** Journal of Applied Physiology. v. 74, n. 3, p. 1200-1205, 1993.
14. Komi, P. V. **Força e potência no esporte.** 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.
15. Kuruganti, U.; Murphy, T. **Bilateral deficit expressions and myoelectric signal activity during submaximal and maximal isometric knee extensions in young, athletic males.** Eur. J. Appl. Physiol. v. 102, p.721-726, 2008.

16. Kuruganti, Usha; Seaman, Kenneth. **The bilateral leg strength deficit is present in old, young and adolescent females during isokinetic knee extension and flexion.** European Journal of Applied Physiology. v. 97, p. 322-326, 2006.
17. Leis, A. A.; Trapani, V. C. **Atlas of electromyography.** Oxford, NY, Oxford University Press.
18. Monteiro, W. D.; Simão, R. **Existe déficit bilateral na realização de 10RM em exercícios de braços e pernas?.** Rev. Bras. Med. Esporte. v. 12, n. 3, p. 115-118, 2006.
19. Nakazawa, K.; Kawakami, Y.; Fukunaga, T.; Yano, H.; Miyashita, M. **Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions.** Eur. J. Appl. Physiol. v. 66, p. 214-220, 1993.
20. Narici, M. V.; Roi, G. S.; Landoni, L.; Minetti A. E.; Cerretelli P. **Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of human quadriceps.** Eur. J. Appl. Physiol. v. 59, p. 310-319, 1989.
21. Narici, M. V.; Hoppeler H.; Kayser, B.; Landoni, L.; Claassen, H.; Gavardi, C.; Conti, M.; Cerretelli P. **Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during six months strength training.** Acta Physiol. Scand. v. 157, p. 175-186, 1996.
22. Oda, S.; Moritani, T. **Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans.** Eur. J. Appl. Physiol. v. 69, p. 240-243, 1994.

23. Ohtsuki, Tatsuyuki. **Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion.** Elsevier Biomedical Press. v. 7, p. 165-178, 1983.
24. Owings, T. M.; Grabiner, M. D. **Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent.** Medicine and Science in Sports and Exercise. v. 30, n. 8, p. 1257-1262, 1998.
25. Schantz P. G.; Moritani, T.; Karlson, E.; Johansson, E.; Lundh, A. **Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension.** Acta Physiol. Scand. v. 36, p. 85-92, 1989.
26. Simão, R.; Monteiro, W. D.; Araújo, C. G. S. **Potência muscular máxima na flexão de cotovelo uni e bilateral.** Rev. Bras. Med. Esporte. v. 7, n. 5, p. 157-162, 2001.
27. Steger, J.; Denoth, J. **Bilateral deficit: analyses by means of force, EMG and EEG measurements.** 1996.
28. Taniguchi, Y. **Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans.** Eur. J. Appl. Physiol. v. 78, p. 226-230, 1998.
29. Van Cutsem, M.; Duchateau, J.; Hainaut, K. **Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans.** Journal of Physiology. v. 513, p. 292-305, 1998.
30. Vandervoort, A. A.; Sale, D. G.; Moroz, J. **Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension.** Journal of Applied Physiology. v. 56, n. 1, p. 46-51, 1984.

31. Van Dieën, J.H.; Ogita, F.; Haan, A. **Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance-limiting factor?** Med. Sci. Sports Exerc. v. 35, n. 1, p. 111-118, 2003.

ANEXO A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____,
portador do documento de identidade número _____,
concordo voluntariamente em participar do estudo Avaliação do Déficit Bilateral no Exercício de Flexão do Cotovelo.

Declaro estar ciente de que o estudo será desenvolvido pela graduanda Thais Loregian, orientada pelo Professor Ronei Silveira Pinto, do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, que tem como objetivo comparar e avaliar o nível de ativação muscular entre exercícios bilaterais e unilaterais de flexão do cotovelo. Estou ciente de que as informações obtidas no decorrer desta investigação serão utilizadas na construção do Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) da graduanda Thais, e que todas as informações dos indivíduos avaliados utilizadas deverão ser mantidas em sigilo.

* Compreendo que serei solicitado a:

1. Permitir a realização de minhas medidas corporais;
2. Dispor-me à preparação da pele, que inclui os seguintes procedimentos: depilação, abrasão e limpeza com álcool nas regiões onde serão colocados os eletrodos;
3. Dispor-me à fixação de eletrodos de superfície na região do braço;
4. Realizar testes de contração voluntária máxima (CVM) para a flexão do cotovelo.

* Eu entendo que serei orientado sobre a realização dos procedimentos desta pesquisa, e que a minha participação nesse estudo é relevante para melhorar os conhecimentos sobre respostas do sinal EMG em exercícios de força.

* Eu entendo que Ronei Silveira Pinto e Thais Loregian irão responder qualquer dúvida que eu tenha em qualquer momento relativo a estes procedimentos;

* Eu entendo que todos os dados relativos a minha pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob minha solicitação escrita. Além disso, eu entendo que no momento da apresentação, não irá ser feita associação entre os dados publicados e a minha pessoa;

* Eu entendo que não há compensação monetária pela minha participação nesse estudo;

* Eu entendo que o surgimento de lesão física, resultante diretamente de minha participação, não será fornecida nenhuma compensação financeira. Eu entendo que não terá nenhum médico ou desfibrilador presente durante os testes. Apesar disso, estará disponível no laboratório uma linha telefônica para a Assistência Médica de Emergência (3331-0212).

* Eu entendo que eu posso fazer contato com o orientador do projeto Professor Doutor Ronei Silveira Pinto (8467.2441) ou Graduanda Thais Loregian (8441.0338), para quaisquer problemas referentes a minha participação no estudo ou se eu sentir que há uma violação nos meus direitos.

* Eu entendo que, em qualquer momento, posso recusar-me a participar da investigação e retirar o termo de consentimento por mim assinado, sem sofrer nenhum tipo de penalização ou prejuízo decorrente.

* Eu entendo que, caso julgue ter havido a violação de algum dos meus direitos, poderei fazer contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, pelo telefone 3308.3629.

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

Participante:

Nome completo: _____

Assinatura do sujeito (participante): _____

Assinatura do pesquisador: _____

