

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

Cíntia Ehlers Botton

**DÉFICIT BILATERAL NA EXTENSÃO DE JOELHOS EM TESTE ISOCINÉTICO
DINÂMICO E ISOMÉTRICO.**

Porto Alegre

2010

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

Cíntia Ehlers Botton

**DÉFICIT BILATERAL NA EXTENSÃO DE JOELHOS EM TESTE ISOCINÉTICO
DINÂMICO E ISOMÉTRICO.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como pré-requisito para a conclusão do curso de Bacharelado em Educação Física.
Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2010

Cíntia Ehlers Botton

**DÉFICIT BILATERAL NA EXTENSÃO DE JOELHOS DE FORMA DINÂMICA E
ISOMÉTRICA.**

Conceito Final:

Aprovado em _____ de _____ de

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____-UFRGS

Orientador – Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto – UFRGS

AGRADECIMENTO

Agradeço primeiramente aos meus pais, que sempre colocaram em primeiro lugar o meu estudo e a minha educação. Por terem me proporcionado todo apoio e incentivo necessário nesses quatro anos de graduação e pela confiança e amizade em todos os momentos.

Agradeço as minhas tias corujas, meus dindos, meus avós e tios, por serem sempre tão presentes e por estarem torcendo a cada conquista.

Agradeço a dois professores aos quais tenho admiração e carinho. Ao meu professor orientador Ronei, pelas palavras de confiança e incentivo ao longo do meu trabalho, por sempre acreditar nas minhas capacidades e por ter me dado a oportunidade de conhecer a área da pesquisa. A professora Cláudia, pela oportunidade na iniciação científica e a confiança dentro do grupo.

Agradeço aos amigos que sempre estiveram presentes, os guris do grupo de pesquisa em treino de força, que colaboraram com esse trabalho e aos colegas e amigos Cristiano Becker e Cristiano Ughini, que sempre foram fundamentais.

Por último agradeço a minha irmã que foi quem conviveu durante os quatro anos de graduação comigo e sempre esteve do meu lado nos diversos momentos que precisei, se mostrando dedicada e presente, sendo um grande exemplo pra mim.

RESUMO

Referente relativamente à lateralidade, os exercícios que compõem um programa de treino de força podem ser executados de modo unilateral (exercício realizado com um membro de cada vez) ou bilateral (exercício realizado com os membros homólogos simultaneamente). Vários estudos reportam que a soma das cargas máximas, de ambos os membros, na contração unilateral se mostra superior à carga máxima realizada em contração bilateral. Esse fenômeno é denominado déficit bilateral. Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar a magnitude do déficit bilateral nas duas formas de execução, isométrica e dinâmica, por meio da produção de força e atividade elétrica, no movimento de extensão de joelhos. Para isso foram recrutados seis homens jovens, destreinados em força, que tiveram seu pico de torque (PT) e atividade elétrica (sinal EMG) mensurados em teste isométrico e dinâmico, para as condições: unilateral e bilateral. Os resultados encontrados reportam valores de déficit bilateral na produção de força de $-10,6 \pm 6,2\%$, na condição dinâmica, e de $-7,2 \pm 5,6\%$, na condição isométrica. Já para os valores de déficit bilateral do sinal EMG foi encontrado déficit de $-4,4 \pm 5,7\%$, na condição dinâmica, e de $-6,9 \pm 8,6\%$, na condição isométrica. Devido ao pequeno "n" amostral, até o presente momento, não foi utilizada estatística inferencial para verificar se há diferença significativa entre as condições. No entanto, é possível que os valores de PT unilateral, dinâmico e isométrico, sejam significativamente maiores que os valores de PT bilateral, reportando presença do déficit bilateral. A possível existência de déficit poderia ser explicada pela redução da ativação neural em condição bilateral caso os valores de sinal EMG bilateral sejam significativamente menores que os da condição unilateral, mostrando uma relação linear de queda entre a força e o sinal EMG nessa condição. Contudo, conclusões ainda não devem ser feitas no intuito de comparar as diferentes situações, uma vez que não foram feitos testes estatísticos inferenciais.

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

| | |
|-------|---|
| % | Percentual |
| ≈ | Aproximadamente |
| CIVM | Contração Isométrica Voluntária Máxima |
| RMS | <i>Root Mean Square</i> |
| RM | Repetição Máxima(s) |
| EMG | Eletromiografia |
| IMC | Índice de Massa Corporal |
| BI | Índice Bilateral |
| VL | Vasto Lateral |
| BL | Bilateral |
| ULD | Unilateral Direita |
| ULE | Unilateral esquerda |
| UFRGS | Universidade Federal do Rio Grande do Sul |
| EsEF | Escola de Educação Física |
| LAPEX | Laboratório de Pesquisa do Exercício |
| Hz | Hertz |
| AST | Área da Secção Transversa |
| mm | Milímetros |
| s | Segundos (unidade de medida de tempo) |
| n | Número |
| m | Metro |
| N | Newton |
| Kg | Quilograma |

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 9 |
| 1.1 Problema e Justificativa..... | 9 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA | 11 |
| 2.1 Caracterização do Déficit Bilateral | 11 |
| 2.2 Treinamento de Força e o Déficit Bilateral | 19 |
| 2.2.1 Adaptações Neurológicas | 20 |
| 2.2.2 Adaptações Morfológicas..... | 23 |
| 3 OBJETIVOS | 26 |
| 3.1 Objetivo Geral | 26 |
| 3.2 Objetivo Específico | 26 |
| | 27 |
| 4 MATERIAIS E MÉTODOS..... | 27 |
| | 27 |
| 4.1 Problema da Pesquisa..... | 27 |
| 4.2 Definição Operacional das Variáveis..... | 27 |
| 4.2.1 Variáveis Independentes..... | 27 |
| 4.2.2 Variáveis Dependentes..... | 27 |
| 4.3 Delineamento da Pesquisa..... | 28 |
| 4.4 População..... | 28 |
| 4.5 Amostra..... | 28 |
| 4.5.1 Critérios de Inclusão..... | 28 |
| 4.6 Equipamentos..... | 29 |
| 4.6.1 Equipamentos para Avaliação Antropométrica..... | 29 |
| 4.6.2 Equipamentos para Testes no Dinamômetro Isocinético..... | 29 |
| 4.6.3 Equipamentos para Coleta do Sinal EMG..... | 29 |
| 4.7 Protocolos de Avaliação..... | 30 |
| 4.8 Desenho Experimental Simplificado do Estudo..... | 31 |
| 4.9 Processos metodológicos..... | 31 |
| 4.9.1 Avaliação Antropométrica..... | 31 |
| 4.9.2 Avaliação da Contração Isométrica Voluntária Máxima..... | 32 |
| 4.9.3 Avaliação da Produção de Força Dinâmica Máxima..... | 34 |

| | |
|---|-----------|
| 4.9.4 Coleta do Sinal Eletromiográfico..... | 35 |
| 4.9.5 Aquisição dos Dados..... | 36 |
| 4.9.6 Tratamento dos Dados EMG..... | 36 |
| 5 Análise Estatística..... | 39 |
| 6 Resultados..... | 40 |
| 6.1 Caracterização da Amostra..... | 40 |
| 6.2 Valores Médios índice Bilateral de Produção de Força..... | 40 |
| 6.3 Valores Médios e índice Bilateral da Atividade Elétrica (sinal | 41 |
| EMG) do Músculo VL..... | |
| 7 DISCUSSÃO..... | 43 |
| 8 CONCLUSÃO..... | 47 |
| REFERÊNCIAS..... | 48 |
| ANEXOS..... | 55 |

1 INTRODUÇÃO

1.1 Problema e Justificativa

O treinamento de força tornou-se uma das mais populares formas de exercício para melhora da aptidão física de um indivíduo e para o condicionamento de atletas (FLECK e KRAEMER, 2006). A prescrição do treinamento é muito específica e deve considerar as necessidades individuais. Em um de seus estudos, Kraemer (1983), a partir de uma análise estatística de diversos estudos relacionados ao treino de força, definiu algumas variáveis que podem influenciar os resultados do treinamento. São elas: a seleção dos exercícios, a ordem dos exercícios, a organização das séries, os períodos de recuperação entre os exercícios, a intensidade e as repetições. Estas variáveis quando manipuladas individualmente ou em conjunto causam adaptações fisiológicas específicas e determinam as consequentes adaptações dependendo do objetivo do indivíduo. Recentemente, outros autores corroboram com essas variáveis (BAECHLE e GROVES, 2000; BAECHLE e EARLE, 2000; FLECK e KRAEMER, 2006; FRY, 2004; KRAEMER e RATAMESS, 2005).

Dentro da escolha dos exercícios, é possível optar por exercícios que sejam executados unilateralmente (exercício realizado com um membro de cada vez) ou bilateralmente (exercício realizado com os membros homólogos simultaneamente). Vários estudos encontraram uma diferença nas cargas máximas entre exercícios executado de forma unilateral ou bilateral (OWINGS e GRABINER, 1998; VAN DIEËN, OGITA e De HAAN, 2003; KURUGANTI e MURPHY, 2008; OHTSUKI, 1983; ODA e MORITANI, 1996; SCHANTZ *et al.*, 1989; VANDERVOORT, SALE e MOROZ, 1984; TANIGUCHI, 1998), sendo que a soma das cargas máximas, de ambos os membros, na contração unilateral se mostra superior à carga máxima realizada em contração bilateral. Esse fenômeno é denominado déficit bilateral.

Howard e Enoka (1991), explicam o déficit bilateral pelo declínio que ocorre na atividade elétrica em paralelo com o declínio da força nas contrações bilaterais. Entretanto, são encontradas na literatura outras hipóteses para a causa desse fenômeno, como a fadiga muscular, a ativação da musculatura antagonista e a reduzida ativação de fibras do tipo II.

Em relação ao treinamento, existem evidências de que os exercícios bilaterais diminuem o bloqueio do córtex cerebral, causando a redução do déficit bilateral, diferentemente dos exercícios unilaterais, que tendem a aumentar essa diferença, pois estimulam apenas um dos hemisférios cerebrais quando assim realizados (HÄKKINEN *et al.*, 1996b). Contudo, não se deve excluir a possibilidade de realizar exercícios unilaterais no treinamento, pois eles têm uma grande influência no incremento das capacidades musculares, o que pode ser interessante em situações específicas. Devido a isso, é importante saber utilizar adequadamente as duas formas de execução do exercício, bilateral e unilateral, bem como identificar o momento de introduzi-las no treinamento, se for de importância significativa. No caso de um atleta do tênis, do beisebol (arremessador) e do dardo olímpico, o treinamento unilateral tende a maximizar suas performances. Entretanto para atletas que executam ações bilaterais, não seria interessante um aumento desse déficit.

A maioria dos estudos encontrados na literatura avalia o comportamento do déficit em testes isométricos, sendo que tanto nas condições de treino como nas atividades diárias, comumente, são mais utilizados movimentos dinâmicos. Devido à falta de consenso e dados na literatura, o objetivo deste estudo foi avaliar a magnitude do déficit bilateral nas duas formas de execução, isométrica e dinâmica, por meio da produção de força e atividade elétrica na extensão de joelhos, em sujeitos destreinados em força. Esses achados terão aplicabilidade prática no momento de prescrever um treino para determinado indivíduo, levando em consideração alterações estéticas ou relacionadas ao desempenho esportivo, ou mesmo de reabilitação associados à sua intenção.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Caracterização do déficit bilateral

O déficit bilateral é caracterizado pelo decréscimo na força gerada por uma contração voluntária máxima durante uma ativação bilateral em comparação com a soma das forças geradas por cada um dos membros em uma contração voluntária máxima unilateral (OWINGS e GRABINER, 1998a; KURUGANTI *et al.*, 2005; VAN DIEËN, OGITA e De HAAN, 2003; KOH, GRABINER e CLOUGH, 1993; VANDERVOORT, SALE e MOROZ, 1984). Esse fenômeno pode ocorrer tanto em grandes como pequenos grupos musculares, independente do sexo e do condicionamento físico do indivíduo (HOWARD e ENOKA 1991; OHTSUKI 1983; KURUGANTI e MURPHY, 2008; OWINGS e GRABINER, 1998a). Algumas hipóteses, referidas na literatura, podem servir como justificativa para a causa do déficit bilateral.

A limitação neural no córtex cerebral durante contrações máximas bilaterais é considerada uma das causas mais consistentes da diferença encontrada na produção de força em contração bilateral e unilateral (OWINGS e GRABINER, 1998a; OHTSUKI, 1983). A contração muscular que ocorre em um lado do corpo é controlada pelo hemisfério cerebral contralateral. Quando um dos hemisférios está em atividade ele diminui a ativação do hemisfério oposto, causando uma diminuição da estimulação de unidades motoras, resultando em menor produção de força (VAN DIEËN, OGITA e De HAAN, 2003). Essa inibição inter hemisfério, seria o fator limitante da *performance* na execução bilateral (ODA e MORITANI, 1996). Desta forma, nos exercícios unilaterais, as capacidades máximas da musculatura produzir força e a atividade elétrica, podem atingir o seu máximo, visto que apenas um hemisfério cerebral está sendo usado durante esse tipo de movimento.

A interação entre os hemisférios cerebrais possibilita a limitação neural. Essa interação foi reportada por Howard e Enoka (1991) quando a facilitação de um dos

membros foi causada por uma estimulação no membro homólogo, durante a extensão dos joelhos, verificando a existência de uma integração neural.

Oda e Moritani (1994) também reportaram uma alta correlação entre os dois hemisférios cerebrais durante as contrações bilaterais, através de eletroencefalograma de 11 sujeitos destros na flexão de punho. A atividade celular de ambos os hemisférios foi mais sincronizada, tanto em amplitude como em tempo de curso, na contração bilateral em relação à unilateral. Os autores sugerem que a menor atividade elétrica nos exercícios bilaterais está diretamente relacionada com a menor força produzida nessa situação. É relevante o fato de que os indivíduos destros possuem mais facilidade em realizar força com o determinado membro dominante.

Quando músculos não homólogos se contraem, como por exemplo, na flexão de cotovelo simultânea à extensão do cotovelo do membro contralateral, não ocorre o déficit bilateral (OHTSUKI, 1983). Da mesma forma, não há existência desse fenômeno quando músculos ou grupos musculares heterogêneos são ativados simultaneamente, por exemplo, na ativação da musculatura extensora do joelho juntamente com a musculatura flexora do cotovelo (SCHANTZ *et al.*, 1989; HOWARD e ENOKA, 1991).

Herbert e Gandevia (1995) pesquisaram a ativação dos adutores do polegar em três situações diferentes em condição isométrica máxima: contração dos adutores do polegar direito apenas, contração dos adutores direitos simultânea à contração da musculatura contralateral homóloga, e contração dos adutores direitos simultânea à contração da musculatura contralateral não homóloga. A força produzida pelos adutores do polegar diferiu em menos de 2% para as três situações. Entretanto, apesar de pequenas, as diferenças foram significativas para ativação dos adutores direitos do polegar nas três condições. Na contração dos adutores direitos apenas, a média da ativação voluntária de todos os sujeitos foi de 90,3%, sendo que em contração simultânea a musculatura homóloga à ativação foi de 88,6%. Enquanto que na contração dos adutores direitos do polegar simultânea à flexão do cotovelo, não houve interferência na ativação dos adutores do polegar. Esses dados reforçam que quando a musculatura é ativada simultaneamente à musculatura contralateral homóloga, acontece uma redução na ativação voluntária máxima do músculo, que não ocorre para contrações simultâneas a musculaturas contralaterais não homólogas.

Outra hipótese para explicar a ocorrência do déficit bilateral, é a maior ativação da musculatura antagonista durante contrações bilaterais, causando uma menor ativação da musculatura agonista (JAKOBI e CHILIBECK, 2001). Entretanto, vários estudos não encontraram aumento significativo da atividade elétrica da musculatura antagonista durante contrações bilaterais (VAN DIEËN, OGITA e De HAAN, 2003; CRESSWELL e OVENDAL, 2002; OWINGS e GRABINIER, 1998b), ou o aumento foi linear ao incremento de cargas para ambos os modos de execução (JAKOBI e CAFARELLI; 1998). Desta forma, os autores confirmam a hipótese de que o déficit é resultado do reduzido recrutamento de unidades motoras.

A redução da ativação de unidades motoras de alto limiar, também tem sido investigada na literatura como possível fator causador do déficit bilateral. Koh, Grabiner e Clough (1993) realizaram contrações isométricas máximas, nas condições *ramp* (força máxima atingida gradualmente) e *step* (força máxima atingida o mais rápido possível). O déficit foi encontrado em ambas as situações, mas se mostrou mais significativo na condição *step* (24,6%) do que para a condição *ramp* (17%), sugerindo que a redução na ativação de unidades motoras de alto limiar pode ser responsável pela ocorrência do déficit e comprovando a hipótese do estudo de que na condição *step* as fibras rápidas contribuem para que ocorra produção de força máxima o mais rápido possível.

Concordando com o estudo anterior, Vandervoort, Sale e Moroz (1984), utilizaram um dinamômetro isocinético modificado para realização do exercício *leg press*, em contrações isométricas e dinâmicas, e para um protocolo de fadiga. A velocidade das contrações dinâmicas variou entre zero e 424°/s. O déficit bilateral foi constatado tanto em contrações isométricas como nas concêntricas. No caso das dinâmicas, conforme aumento da velocidade, houve uma redução no pico de torque gerado nas contrações bilaterais. Já no protocolo de fadiga bilateral, um menor declínio foi observado no pico de torque. Nas contrações bilaterais o declínio no torque conforme o aumento da velocidade presume que há uma menor ativação de fibras rápidas. Posteriormente, essa redução foi confirmada no protocolo de fadiga, em que a redução da produção de força foi menor, assumindo que mais unidades motoras lentas são ativadas nesse tipo de contração.

Diferentemente, Secher *et al.* (1978), bloquearam parcialmente, através de drogas, a transmissão neuromuscular das unidades motoras lentas, observando

redução no tamanho do déficit bilateral para o exercício *leg press* de forma isométrica. No entanto, quando eles bloquearam as unidades motoras rápidas, não houve diferenças significativas no tamanho do déficit bilateral, sugerindo que essa redução na ativação de unidades motoras lentas foi responsável pelo déficit bilateral. A contraposição desses estudos mostra que existem divergências na literatura quanto à influência do tipo de unidade motora recrutada sobre o déficit. Isso se deve em parte, aos limitados métodos utilizados nessas observações.

Já Owings e Grabinier (1998b) propuseram um protocolo de fadiga unilateral para relacionar o déficit bilateral com a habilidade de recrutar unidades motoras de alto limiar. Vinte homens realizaram testes isocinéticos nas velocidades de 30°/s e 150°/s pré e pós protocolo de fadiga. Era esperado que na velocidade mais alta, em relação à velocidade baixa, fosse encontrado um déficit bilateral mais significativo. O tamanho do déficit bilateral, inicialmente foi o mesmo em ambas as velocidades ($\approx 14\%$). Posterior ao protocolo de fadiga, o torque produzido reduziu em ambas as velocidades de contração. Entretanto, o déficit bilateral não foi influenciado pela velocidade de 150°/s (12,5%), mas aumentou na velocidade de 30°/s, pós protocolo de fadiga (21,9%). Os autores concluem que os resultados são contrários aos encontrados em outros estudos na literatura que sugerem que a redução na ativação de unidades motoras de alto limiar seria primariamente o mecanismo responsável pelo déficit bilateral.

A fadiga muscular pode influenciar no déficit bilateral, pois ela interfere na execução dos movimentos, de forma negativa, afetando a coordenação motora, a produção de força e a atividade elétrica das musculaturas envolvidas em qualquer atividade física. Este fenômeno encontra-se atuante principalmente quando tal atividade começa a ultrapassar os limites do funcionamento de determinadas estruturas fisiológicas. Contudo, não se tem certeza da capacidade de influência da fadiga sobre o déficit.

Belloni *et al.* (2008), concluíram que o déficit bilateral não é influenciado pela fadiga muscular induzida em uma intensidade de 85% da carga máxima (100%), depois de ter avaliado 21 indivíduos do sexo masculino no aparelho *leg press* 45°, usado para medir a força isotônica concêntrica voluntária máxima pré e pós um protocolo de fadiga. Tal resultado foi de encontro à hipótese de que a força voluntária, quando exercida acima de 80% de sua máxima capacidade, devido à dependência de determinados fatores neurais, pode ser um fator causador das

dificuldades de performance em exercícios executados bilateralmente (SALE, 1998; KAMEN, 2004; GABRIEL *et al.*, 2006 apud BELLONI *et al.*, 2008). Partindo deste princípio teórico, o sistema nervoso central de sujeitos destreinados não possui uma grande capacidade de ativar e manter ativas unidades motoras de alto limiar. Com isso, a ocorrência do déficit bilateral seria facilitada. O protocolo para induzir a fadiga muscular consistia na realização de cinco *sets* com 85% de 1RM, primeiramente com a perna direita e imediatamente após com a perna esquerda. A produção de força sofreu redução significativa no pós-teste como resultado do protocolo de fadiga. Porém, o déficit bilateral não foi afetado, presumindo que as respostas fisiológicas deste fenômeno, decorrentes da fadiga muscular, não forneceram sustentação clara para o pressuposto de que este fenômeno poderia ser causado por alguma restrição seletiva de unidades motoras dos tipos I e/ou II. Entretanto, os autores consideram que essa conclusão sobre a possível restrição das unidades motoras durante ações bilaterais pode não ser correta devido ao instrumento de avaliação (fadiga) não ser um bom preditor para comprovação científica deste fato.

O déficit bilateral parece ocorrer tanto em intensidades máximas, como submáximas. Kuruganti & Murphy (2008), avaliaram o déficit bilateral em condições máximas e submáximas, de atletas jovens do sexo masculino. Os resultados reportaram a presença do fenômeno, sendo que os menores valores de atividade elétrica corresponderam com os menores valores de produção de força para a condição bilateral, apenas na condição máxima. Ao contrário, na condição submáxima, apenas o sinal EMG reportou diferença entre as condições, sendo menor na condição bilateral. Os autores atribuíram à falta de significância dos valores de força em condição submáxima ao número reduzido de sujeitos da amostra.

Jakobi e Cafarelli (1998) não reportam valores significativos de déficit bilateral em percentuais submáximos (25%, 50, 75%). Os valores de força e atividade elétrica do músculo vasto lateral, coletados em 20 homens adultos jovens, não reportam uma significativa limitação no controle neuromuscular entre contrações isométricas uni e bilateral de extensão de joelhos. Além disso, os autores captaram o sinal EMG da musculatura antagonista e observaram que a co-ativação dos isquiotibiais aumentou linearmente conforme o contínuo de cargas submáximas e máximas, tanto na execução bilateral, quanto na execução unilateral, demonstrando que o aumento

da ativação antagonista não é diferente em ambos os modos de execução.

Häkkinen *et al.* (1996a), não reportaram a presença de déficit bilateral na musculatura extensora do joelho. Homens e mulheres, recreacionalmente ativos, divididos em dois grupos, um com média de 50 anos e o outro de 70 anos, realizaram contrações isométricas máximas unilaterais e bilaterais de extensão de joelhos. Simultaneamente foi realizada a coleta do sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto da coxa. A força máxima bilateral diferiu significativamente entre os grupos, sendo maior para homens e mulheres de 50 anos. O mesmo ocorreu para as contrações unilaterais de ambos os membros. A força dos homens foi maior que a das mulheres em ambos os grupos. Entretanto, nenhum déficit foi reportado tanto na força quanto no sinal EMG. Os valores da atividade elétrica do membro direito na condição unilateral não diferiu da condição bilateral em nenhum dos grupos. O que também ocorreu para o membro esquerdo. Assim como a força máxima isométrica bilateral não diferiu dos valores da soma unilateral. Os dados do estudo indicam que o SNC poderia ser capaz de ativar maximamente os dois grupos musculares na contração bilateral ou provavelmente não foi relatada uma redução na ativação neural periférica durante a contração bilateral.

Da mesma forma, outros autores na literatura, também não encontraram presença do déficit em seus estudos. Schantz *et al.* (1989), encontraram facilitação bilateral de 4,2% na produção de força da extensão de joelhos. Ou seja, a produção de força em contração bilateral se mostrou maior que a soma da produção de cada membro em contração unilateral.

No caso de sujeitos treinados, principalmente de forma bilateral, essa diferença entre movimentos unilaterais e bilaterais não se torna tão evidente. Howard e Enoka (1991) realizaram estudo com três grupos compostos por: sujeitos destreinados, ciclistas e levantadores de peso, a fim de analisar e comparar o déficit bilateral entre os grupos. Todos realizaram teste de 1RM para movimentos uni e bilaterais. O grupo composto por ciclistas não apresentou déficit bilateral, enquanto no grupo de destreinados foi constatada a presença do déficit. Já o grupo de levantadores de peso apresentou uma facilitação bilateral, ou seja, a carga de teste bilateral foi maior que a soma das cargas do teste realizado unilateralmente. Quanto ao sinal EMG, se mostrou paralelo com a força para o grupo de levantadores de peso e ciclistas, mas não para o grupo de destreinados. O que acaba por não atribuir

à limitação neural a causa do déficit. Esses resultados reforçam a ideia de que exercícios bilaterais reduzem o déficit, pois ciclistas e levantadores de peso utilizam movimentos bilaterais em suas práticas e não apresentaram tal fenômeno.

Ao observar divergências reportadas na literatura sobre a existência do déficit bilateral, é preciso levar em consideração a metodologia utilizada nos estudos, sobretudo relativo ao tipo de contração realizada, se isométrica ou dinâmica (Quadro 1).

Quadro1. Estudos que avaliaram a ocorrência de déficit nas diferentes formas de execução da extensão de joelhos.

| <u>AUTORES</u> | <u>FORMA DE EXECUÇÃO</u> | <u>DÉFICIT BILATERAL</u> | <u>SUJEITOS</u> |
|--------------------------------|--------------------------|--------------------------|---|
| Häkkinen <i>et al.</i> , 1996a | Isométrica | Não | Adultos e idosos, recreacionalmente ativos |
| Howard e Enoka, 1991 | Isométrica | Não | Homens adultos, destreinados |
| Koh, Grabiner e Clough, 1993 | Isométrica | Sim | Homens adultos jovens, recreacionalmente ativos |
| Kuruganti e Murphy, 2008 | Isométrica | Sim | Homens atletas jovens |
| Monteiro e Simão, 2006 | Dinâmica | Não | Mulheres fisicamente ativas |
| Owings e Grabiner, 1998b | Dinâmica | Sim | Homens jovens recreacionalmente ativos |
| Owings e Grabiner, 1998a | Isométrica | Sim | Idosos independentes |
| Schantz <i>et al.</i> , 1989 | Isométrica | Não | Homens e mulheres jovens, estudantes de educação física |

Durante as contrações isométricas, fatores que podem influenciar negativamente o resultado do movimento, como o posicionamento do indivíduo, a

estabilização do movimento e o número de articulações envolvidas são minimizados quando comparados às contrações dinâmicas (De LUCA, 1997). Além disso, a capacidade que o músculo tem de produzir força pode ser influenciada pelo tipo de contração e pela velocidade da contração (De LUCA, 1997). Esses fatores podem ser influenciados pelo comprimento muscular, pois dependendo do movimento ou da tarefa realizada, a relação entre comprimento e tensão pode ser menor do que a considerada ideal para gerar força (De LUCA, 1997).

Por essas características, as contrações isométricas podem melhor ilustrar a presença do déficit bilateral (JAKOBI e CHILIBECK, 2001), sobretudo quando são avaliadas as condições neurais por EMG nas condições uni e bilateral. A qualidade e a estabilidade do sinal EMG em condições isométricas, decorrente principalmente do movimento reduzido dos eletrodos durante os testes, possibilita a avaliação mais adequada das condições neuromusculares (De LUCA, 1997). Entretanto, condições dinâmicas são mais utilizadas no treinamento de força e caracterizam melhor os movimentos realizados no dia-a-dia.

Segundo Jakobi e Chilibeck (2001), estudos que não encontraram o déficit bilateral podem ser limitados pela variabilidade da população, pela diferença nas metodologias utilizadas, pela randomização da sequência de testes ou a inadequada reprodutibilidade do teste dinâmico. A força produzida em contrações dinâmicas é dependente de numerosos fatores, como a velocidade da contração, a interação entre actina-miosina, número de articulações envolvidas, que podem afetar o número de fibras rápidas ou lentas envolvidas no movimento. Assim como o sinal EMG coletado em situações dinâmicas pode sofrer interferências já descritas anteriormente.

Mesmo que as contrações isométricas consigam suprir a instabilidade de muitos desses fatores, existem variações entre as taxas de déficit bilateral encontradas na literatura. Howard e Enoka (1991) encontraram déficit bilateral de aproximadamente 7% em condições isométricas, em destreinados, mas não o encontraram em levantadores de peso e ciclistas. Schantz *et al.* (1989), não encontraram déficit bilateral em condições isométricas, pois a força produzida na contração bilateral foi significativamente maior que a força unilateral (4.2%). Koh, Grabiner e Clough (1993), encontraram déficit de aproximadamente 17% a 24% em condições isométricas. Häkkinen *et al.* (1996a) não encontraram déficit em contrações isométricas de extensores do joelho de homens e mulheres de meia

idade e idosos. Enquanto em estudo de Owings e Grabiner (1998a), idosos apresentaram déficit entre 6,5% e 12,9% em condições isométricas de extensão dos joelhos.

Quanto aos estudos que realizaram testes dinâmicos, Owings e Grabiner (1998a) encontraram déficit quando foram comparadas duas velocidades de contração pós protocolo de fadiga. Hay, Souza e Fukashiro (2006) encontraram déficit em condição dinâmica no exercício *leg press*, enquanto Vandervoort, Sale e Moroz (1984) encontraram déficit tanto em condições isométricas como dinâmicas no exercício *leg press*.

A maioria dos estudos que realizaram testes dinâmicos para verificar a existência do déficit bilateral foram feitos sob condição submáxima, com protocolos de fadiga ou então variando velocidades.

Em suma, o déficit bilateral é um fenômeno que merece atenção, pois influencia a capacidade de gerar força máxima, podendo dificultar ou não o desempenho, dependendo da atividade que está sendo executada. Além disso, ainda se tem dúvidas sobre alguns dos fatores causadores do déficit bilateral, pois existem divergências entre estudos, principalmente, devido à diferença dos métodos e condições de avaliações que são utilizados nos experimentos.

2.2 Treinamento de Força e o Déficit Bilateral

O treinamento de força implica em dois tipos de adaptações: as neurais e as morfológicas, ou seja, o aumento de força observado em um treinamento pode ser resultado de alterações nos músculos ou no sistema nervoso. Os rápidos incrementos iniciais da força devido ao treinamento parecem ser mediados por fatores neurais (MORITANI, 1992; SALE, 1992), principalmente em indivíduos destreinados que necessitam de maior capacidade coordenativa para se adequar às exigências dos exercícios escolhidos para compor o programa de treino. Sale (1992) descreveu a relação entre fatores neurais e hipertrofia. Nessa relação, as adaptações neurais predominam no início do treinamento, ocorrendo aproximadamente da segunda à oitava semana de treino. Posteriormente, alcançam um platô e, a partir desse momento, ocorrem às adaptações na morfologia muscular, como o aumento da área da secção transversal do músculo que

caracteriza uma hipertrofia das fibras musculares. São contrário da proposição deste autor, Seynnes, Boer e Narici (2007) mostraram, pela primeira vez, que as mudanças no tamanho dos músculos podem ser detectadas depois de apenas três semanas de treino.

A maioria dos artigos referidos nessa revisão mostra o quanto os fatores neurais podem interferir no déficit. Entretanto, não se encontram muitos estudos que relacionem diretamente as adaptações morfológicas a esse fenômeno. Acredita-se que as adaptações neurais e morfológicas resultantes do treinamento possam vir a causar algum efeito sobre o déficit bilateral, seja ele positivo ou negativo.

2.2.1 Adaptações Neurológicas

Os incrementos na produção de força antes mesmo do aumento de massa muscular parecem ser decorrentes de adaptações neurais (KOMI, 1986; FALVO *et al.* 2010). O conceito de adaptação neural está supostamente vinculado a três fatores principais. O primeiro refere-se ao aumento quase imediato da força no início do treinamento sem que haja hipertrofia mensurável (CHILIBECK *et al.*, 1998). O segundo representa a magnitude total de aumento na força, que poderia ser parcialmente explicado pela hipertrofia (FOLLAND e WILLIAMS, 2007), e o último é caracterizado pelo efeito cruzado do treinamento em que um aumento de força no membro ativo repercute no membro contralateral não-treinado (LEE e CARROLL, 2007; ADAMSON *et al.*, 2008) .

Além do recrutamento de unidades motoras, a força que um músculo é capaz de produzir pode ser influenciada pelo tipo de contração, pela velocidade de contração e pelo comprimento muscular, pois dependendo do movimento ou da tarefa realizada, a relação entre comprimento e tensão pode ser menor do que a considerada ideal para gerar força (De LUCA, 1997).

Os ganhos em força a partir das adaptações neurais estão relacionados aos processos de aumento da ativação dos músculos agonistas, diminuição da co-ativação da musculatura antagonista, inibição dos mecanismos reflexos protetores e um aumento coordenativo dos músculos envolvidos no exercício, bem como às unidades motoras desses músculos ativados. Dentre essas adaptações neurais, a principal é provavelmente o incremento da ativação dos músculos agonistas

trabalhados (KOMI, 2006). Esse aumento da ativação agonista é referente ao aumento do recrutamento de unidades motoras, da taxa de disparo das unidades motoras e sincronização desses disparos (FOLLAND e WILLIAMS, 2007).

As unidades motoras são as unidades funcionais do sistema neuromuscular (HENNEMAN e OLSON, 1965 apud KOMI, 2006), consistindo em um motoneurônio alfa e as fibras que por ele são inervadas. O princípio do tamanho descrito por Henneman, Somjen e Carpenter (1965), definiram que as unidades motoras são recrutadas conforme seu limiar de ativação, isto é, as unidades motoras de baixo limiar (compostas por fibras do tipo I) são primeiramente recrutadas e então, progressivamente, as unidades motoras de alto limiar (compostas por fibras do tipo II) são recrutadas conforme o aumento da demanda de força que a atividade exige.

Esse aumento da atividade elétrica resultante do treinamento pode ser mensurado por eletromiografia (EMG). Segundo Basmajian e De Luca (1985) a eletromiografia é o estudo da função muscular com base na atividade elétrica da musculatura analisada. A representação gráfica da atividade elétrica do músculo é resultado da alteração do estado de repouso da célula que é proveniente do processo de excitação da mesma. Iniciando ao nível do motoneurônio alfa e culminando com a ativação das proteínas contráteis. Essa alteração consiste em um conjunto de fenômenos eletroquímicos (potencial de ação). Entretanto, o potencial recolhido pela EMG não é exatamente o potencial de ação e sim um fenômeno elétrico consecutivo a sua passagem (CORREIA e MIL-HOMENS, 2004).

Quando o treinamento induz um aumento na quantificação do sinal EMG durante uma contração isométrica voluntária máxima, entende-se que houve um aumento na ativação das unidades motoras, consistindo na combinação entre o recrutamento da unidade motora e a frequência de disparos (KOMI, 2006). Esse aumento da ativação das unidades motoras é considerado, na literatura, como uma das causas da redução do déficit bilateral através do treinamento.

Em estudo de Kuruganti *et al.* (2005), sujeitos jovens e idosos mostraram uma redução no déficit bilateral para extensores do joelho, após seis semanas de treino bilateral isocinético progressivo. Entretanto, o mesmo não foi reportado para os flexores. Possivelmente, a redução dos extensores ocorreu porque os exercícios bilaterais diminuem o bloqueio do córtex cerebral e o treinamento influenciou no aumento do recrutamento de unidades motoras na contração bilateral. Já a redução para os flexores não foi tão significativa quanto para os extensores, o que pode

estar relacionado às cargas insuficientemente aplicadas aos isquiotibiais. Desta forma, os autores sugerem que a dificuldade no recrutamento de unidades motoras, durante a contração bilateral, pode ser diminuída com o treinamento, embora os efeitos do treinamento pareçam depender do grupo muscular treinado.

Os resultados do estudo anterior vêm a corroborar com os de Taniguchi (1998), no qual foram analisados os resultados de força e potência após seis semanas de treinamento em dois grupos: um grupo que treinou de modo unilateral e outro grupo que treinou de modo bilateral. Após as seis semanas, o grupo treinado no modo bilateral apresentou uma redução no déficit, enquanto que o grupo treinado no modo unilateral teve um aumento no déficit.

Em estudo de Janzen, Chilibeck e Davison (2006), mulheres pós menopausa foram divididas em um grupo de treino de força uni e outro bilateral. Durante 26 semanas, com frequência de três dias na semana, as mulheres realizaram, entre outros, os exercícios *leg press*, puxada lateral e extensão de joelhos no modo condizente ao grupo que pertenciam. O déficit foi encontrado para os exercícios *leg press* ($12,7 \pm 6,9\%$) e puxada lateral ($8,8 \pm 7,8\%$), mas não para a extensão de joelhos. Os autores justificam que tanto o *leg press* como o puxada lateral, são poliarticulares e dessa forma requerem um maior envolvimento do sistema nervoso central, que fica mais suscetível ao déficit bilateral.

Outro estudo de Häkkinen *et al.* (1996b) com homens e mulheres de meia idade e idosos durante 12 semanas, em que o exercício de interesse era a extensão de joelhos, mostrou nos pós-testes, que em contração bilateral a média dos valores da EMG aumentou para os grupos que treinaram bilateralmente (19%), mais do que para aqueles que treinaram unilateralmente (10%); ao passo que, os aumentos da média EMG, em contração unilateral de ambas as pernas, foram significativos somente para os que treinaram de forma unilateral. Além disso, houve uma correlação significativa entre o aumento da média EMG e o aumento do 1RM para todos os grupos. Esses resultados sugerem que o aumento específico na força, para condição unilateral ou bilateral, é justificado por bases neurais, uma vez que, cada grupo teve aumento de força e da atividade elétrica na condição referente ao tipo de treinamento que realizou. Então, o aumento na força máxima resultante do treinamento pode ser atribuído consideravelmente ao aumento na ativação voluntária dos músculos agonistas. É importante salientar que nenhum dos sujeitos apresentava déficit no início do treinamento, mas provavelmente pelas adaptações do treino, a razão força

bilateral/unilateral aumentou 7% para os sujeitos que treinaram de forma bilateral e reduziu 2% para aqueles que treinaram de forma unilateral.

Os aumentos na força não se restringem somente ao músculo treinado, mas também ao contralateral inexperiente. Esse fenômeno é chamado de efeito cruzado (ENOKA, 1988). Adamson *et al.* (2008) realizaram treinamento de 8 semanas com 10 mulheres destros. O treino foi realizado três vezes por semana, para o exercício flexão de cotovelo, no membro não dominante (esquerdo), a 85% de 1RM, correspondendo a um total de 5RMs. Sendo que quando os indivíduos conseguiam realizar 6RMs a carga era aumentada. Os dados coletados mostraram que houve um aumento do 1RM pós-treinamento, em ambos os braços. Mesmo que a força no braço destreinado tenha aumentado nove vezes menos do que o braço treinado, a média não deixou de ter alcançado um nível de significância. Pode-se concluir que ocorreu um efeito cruzado resultante do treino.

Portanto, apesar de existirem evidências de que o treinamento de força pode interferir no déficit, seja aumentando-o (treino unilateral) ou diminuindo-o (treino bilateral) através da maior ou menor ativação das unidades motoras, existem divergências quanto aos seus efeitos em sujeitos que apresentam o déficit. Isso se deve porque dos estudos referidos acima, apenas um deles usou como amostra sujeitos que possuíam déficit bilateral e, ainda, alguns treinamentos foram realizados em dinamômetro isocinético (velocidade controlada), diferindo das situações comuns de treino.

2.2.2 Adaptações Morfológicas

Uma das fundamentais adaptações do treino de força é o aumento da massa muscular, que ocorre por meio da hipertrofia das fibras musculares. A hipertrofia é resultado de um aumento na síntese de proteínas contráteis de actina e miosina dentro da miofibrila, assim como um aumento no número de miofibrilas dentro de uma fibra. Os filamentos de actina e miosina são adicionados à periferia de cada miofibrila aumentando seu tamanho (MACDOUGALL, 1986). Essas alterações na área da fibra são dependentes de inúmeros fatores, como capacidade de resposta do indivíduo ao treino, intensidade e duração do programa, assim como a condição física do indivíduo antes do início do treinamento (MACDOUGALL, 1986).

As alterações morfológicas são influenciadas pelo tipo de treinamento, sendo que treinos com cargas moderadas (8 a 10RMs) e número total de repetições de exercício moderado a alto provoca aumento da área de secção transversal dos músculos exercitados (CAMPOS *et al.*, 2002). A hipertrofia muscular avaliada com imagens técnicas como o ultra-som, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, tem sido geralmente observada, após 8 a 12 semanas de treinamento de força (NARICI *et al.* 1989). Entretanto, Seynnes, Boer e Narici (2007) mostraram, pela primeira vez, que as mudanças no tamanho dos músculos são detectadas depois de apenas três semanas de treino. Portanto, a hipertrofia muscular parece contribuir para os ganhos de força mais cedo do que anteriormente relatado.

A maioria dos artigos referidos nessa revisão não avaliou as adaptações morfológicas decorrentes das duas condições de treino. Há, então, uma lacuna na literatura quanto ao aumento da espessura muscular pós-treinamento de força unilateral e bilateral, assim como sua comparação. Kuruganti *et al.* (2005) utilizaram a medição da dobra cutânea da coxa direita (entre o ligamento iguinal e patela) pré e pós treino bilateral, para identificar se houve aumento da espessura muscular. Foi constatado que não houve aumento na espessura da dobra cutânea. Adamson *et al.* (2008), também utilizaram antropometria para observar se houve hipertrofia decorrente do treinamento no bíceps, constatando que não houve hipertrofia nos indivíduos que participaram do estudo. Os autores justificam que o método antropométrico, apesar de ter sido executado com rigor metodológico, é apenas uma medida indireta. Dessa forma, sem dados que relatem contribuição das adaptações morfológicas, eles sugeriram que os aumentos de força máxima no estudo foram causados por adaptações neurais.

Häkkinen *et al.* (1996b) usaram ultrassom para analisar a área de secção transversal do quadríceps, que foi mensurada no ponto médio entre o trocanter maior do fêmur e o côndilo lateral do joelho, de homens e mulheres de diferentes idades. Os aumentos na área de secção transversal (AST), de ambos os membros para quem treinou de forma bilateral, foram significativos para quase todos os grupos, não sendo apenas para homens de 50 anos, os quais aumentaram apenas a musculatura do membro esquerdo. Quanto ao treino unilateral, os aumentos na AST foram significativos para todos os grupos. Os resultados do estudo não mostraram diferença significativa entre o aumento dos grupos uni e bilateral, visto que houve um aumento relativo de 14% na média da AST, de ambos os membros,

nos grupos que treinaram bilateral comparado ao aumento de 11% na média do grupo unilateral. Contudo, não houve correlação significativa entre o aumento da AST e as mudanças nos valores de 1RM unilateral e bilateral.

Devido à escassez de investigações sobre o tema, seria interessante a realização de estudos que mensurassem a espessura muscular de sujeitos submetidos ao treinamento, para verificar se as adaptações morfológicas influenciam significativamente no déficit. Além disso, observar se os aumentos na espessura muscular são específicos de acordo com o tipo de treinamento, unilateral ou bilateral. A ultra-sonografia é um método válido para estimar em humanos a espessura muscular (ESFORMES *et al.*, 2002; REEVES *et al.*, 2004), sendo capaz de prover informações sobre a hipertrofia da musculatura treinada.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Mensurar o comportamento do déficit bilateral na extensão de joelhos, realizada de forma isométrica e de forma dinâmica, por meio da produção de força e da atividade elétrica do músculo vasto lateral.

3.2 Objetivos Específicos

- Mensurar o pico de torque dinâmico a 60°/s nas condições: bilateral e unilateral (direita e esquerda);
- Mensurar o pico de torque isométrico em 60° de extensão dos joelhos nas condições bilateral e unilateral (direita e esquerda);
- Mensurar a atividade elétrica do músculo vasto lateral durante as condições bilateral e unilateral (direita e esquerda) dinamicamente e isometricamente.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Problema da pesquisa

O déficit bilateral, avaliado a partir da produção de força e sinal eletromiográfico, manifesta-se no exercício extensão de joelho realizado em condições isométricas e dinâmicas?

4.2 Definição Operacional das Variáveis

4.2.1 Variáveis Independentes

A extensão de joelhos, realizada no dinamômetro isocinético, Cybex Norm, de duas formas diferentes:

- Extensão de joelho unilateral (de cada membro inferior separadamente) e bilateral, dinâmica: realização da extensão do joelho, partindo do ângulo de 90° do joelho até a extensão completa (0°),
- Extensão de joelhos unilateral (de cada membro inferior separadamente) e bilateral, isométrica: realização da contração isométrica em 60° de extensão de joelhos (considerando 0° a extensão completa).

4.2.2 Variáveis Dependentes

- A produção de força máxima dinâmica isocinética (pico de torque), a 60°/s, em condição bilateral e unilateral (direita e esquerda);
- A produção de força isométrica voluntária máxima, em condição bilateral e unilateral (direita e esquerda);
- A atividade elétrica (sinal EMG) do VL durante CIVM e teste máximo dinâmico, em condição bilateral e unilateral (direita e esquerda);
- O déficit bilateral, em condição dinâmica e isométrica.

4.3 Delineamento da Pesquisa

A pesquisa será de caráter quase experimental, com um grupo dependente.

4.4 População

A população é constituída de indivíduos destreinados em força do sexo masculino com idade entre 20 e 30 anos.

4.5 Amostra

A seleção da amostra ocorreu por meio de cartazes e anúncios colocados na Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF/UFRGS) ou por contato eletrônico. O tamanho da amostra foi calculado por meio do programa PEPI versão 1.52. O “n” amostral foi calculado baseando-se no estudo de Kuruganti e Murphy (2008), devido à semelhança com o presente estudo. Foi adotado um nível de significância de 0,05, um poder de 85%. Com base nos desvios-padrão e nas diferenças entre as médias obtidas no estudo, os cálculos realizados demonstraram um “n” mínimo de 15 indivíduos.

Os sujeitos foram informados sobre os procedimentos metodológicos dessa investigação, e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido em que é manifestado o interesse em fazer parte da amostra. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (número: 19475).

4.5.1 Critérios de Inclusão

- Homens jovens, com idade entre 20 e 30 anos;
- Índice de massa corporal (IMC) indicando massa corporal normal (entre 20 e 26 Kg/m²);

- Destreinados, sem ter praticado treinamento de força no período inferior a seis meses das coletas de dados;
- Saudáveis (sem limitações físicas ou problemas músculo-esqueléticos, que contra-indique a realização de exercícios de força).

4.6 Equipamentos

4.6.1 Equipamentos para avaliação antropométrica

- Balança eletrônica digital portátil da marca Camry;
- Balança de cilindro com braço de metal da marca Asimed (Barcelona, Espanha); com resolução de 1mm (utilizada para medir estatura);
- Plicômetro clínico da marca Cescorf (Porto Alegre, Brasil), com precisão de 1mm.

4.6.2 Equipamentos para testes no dinamômetro isocinético

- Dinamômetro isocinético modelo *Cybex Norm* (Ronkokoma, Nova York).

4.6.3 Equipamentos para coleta do sinal EMG

- Dois Eletromiógrafos MIOTOOL 400, da marca Miotec (Porto Alegre, Brasil) com quatro canais cada e frequência de aquisição de 2000 Hz para cada canal;
- Eletrodos de superfície, da marca *Tyco Healthcare*, Mini Medi-Trace 100, Kendall Medtrace, com 15 mm de raio, pré-amplificados, com configuração bipolar. Foram utilizados sete eletrodos para cada sujeito, resultando em um total de 42 eletrodos;
- Aparelhos de barbear descartáveis da marca Gillette, para a tricotomia da pele dos sujeitos;
- Algodão hidrófilo marca Apolo, com álcool em gel Icaraí, para a abrasão da pele, após tricotomia;

4.7 Protocolos de Avaliação

Os testes foram realizados em três sessões com no mínimo 48 horas de intervalo entre cada sessão, minimizando as possibilidades de influência da fadiga, pois foram realizados testes máximos nesses dias.

- 1ª sessão: Os sujeitos assinaram o termo de consentimento informado (ANEXO 1), assim como tiveram suas características antropométricas mensuradas. Posteriormente, foi realizada uma familiarização com os protocolos de testes, uni e bilateral, no dinamômetro isocinético, Cybex Norm. A avaliação das características antropométricas e a familiarização foram realizados no laboratório de pesquisa (LAPEX) da EsEF/UFRGS.
- 2ª sessão: Os sujeitos realizaram aquecimento de cinco minutos em bicicleta ergométrica e posteriormente realizaram os testes máximos, dinâmico e isométrico, no dinamômetro isocinético, de forma bilateral ou unilateral (conforme randomização). Simultaneamente foi realizada a coleta do sinal EMG do músculo VL. Os testes foram realizados no laboratório de pesquisa (LAPEX) da EsEF/UFRGS.
- 3ª sessão: Os sujeitos realizaram aquecimento de cinco minutos em bicicleta ergométrica e posteriormente realizaram os testes referentes a condição não realizada na segunda sessão. Simultaneamente foi realizada a coleta do sinal EMG do músculo VL. Os testes citados foram realizados no laboratório de pesquisa (LAPEX) da EsEF/UFRGS.

4.8 Desenho Experimental Simplificado do Estudo

Figura 1: Desenho experimental do estudo.

| 1ª Sessão | | 2ª Sessão | | 3ª Sessão |
|---|---|---|---|---|
| -Assinatura do consentimento informado; -Avaliação antropométrica; -Familiarização com os testes máximos (dinâmico e isométrico/ uni e bilateral) no dinamômetro isocinético. | → | -Aquecimento de 5 min. na bicicleta; -Colocação dos eletrodos; -Testes máximos, dinâmico e isométrico (uni ou bilateral), no dinamômetro isocinético. | → | -Aquecimento de 5 min. na bicicleta; -Colocação dos eletrodos; -Testes máximos, dinâmico e isométrico (uni ou bilateral), no dinamômetro isocinético. |

4.9 Processos Metodológicos

4.9.1 Avaliação Antropométrica

Os indivíduos foram instruídos a comparecerem no local da avaliação com calção ou sunga que possibilitassem a mensuração das dobras cutâneas nos pontos determinados. Foram realizadas as medidas da estatura, massa corporal e posteriormente foram feitas as medidas das sete dobras cutâneas: peitoral, axilar média, tricipital, subescapular, abdominal, supra ilíaca e coxa, de acordo com o que foi descrito por Costa (2001), baseado em Jackson e Pollock (1978). As dobras cutâneas foram mensuradas na mesma ordem, três vezes cada uma, exceto quando as duas primeiras apresentaram o mesmo valor. Se as três medidas apresentassem valores diferentes, foi considerada a de valor intermediário.

A equação de predição de densidade (D) e gordura corporal (%G) de Jackson e Pollock foi utilizada, abrangendo uma população de homens entre 18 e 61 anos de idade.

Equação da densidade corporal:

$$D = 1,112 - 0,00043499 (ST) + 0,00000055 (ST)^2 - 0,00028826 (\text{idade em anos})$$

ST= somatório das 7 dobras (peitoral média + axilar média + tricipital + subescapular + abdominal + supra-ilíaca + coxa)

Equação para conversão da densidade corporal em percentual de gordura:

$$\text{Fórmula de Siri (1961) descrita por Costa (2001): } \%G = (4,95/DC - 4,5) \times 100$$

4.9.2 Avaliação da Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM)

Equipamento: Os testes de contração isométrica voluntária máxima, unilateral e bilateral, foram realizados no dinamômetro isocinético *Cybex Norm*, no qual foi adaptada uma haste de ferro perpendicular ao braço do dinamômetro para realização das contrações bilaterais (figura 2).

Posição inicial: Os indivíduos estavam em posição sentada na cadeira, com quadris posicionados em 110° e costas apoiadas no encosto. O tornozelo foi firmemente preso à barra de extensão, ligeiramente acima do maléolo lateral. A fim de evitar qualquer interferência da parte superior do corpo, a mesma foi contida pelo cinto da cadeira. O eixo de rotação do braço de alavanca do dinamômetro foi alinhado visualmente com o eixo da articulação, que foi considerado no côndilo lateral do fêmur do sujeito.

Teste: A articulação do joelho foi mantida nos 60° (0°= completa extensão dos joelhos) durante as contrações isométricas, visto que de acordo com a literatura é o ângulo de maior produção de força para o exercício de extensão de joelhos (RUITER *et al.*, 2004). Os sujeitos visualizaram suas curvas de torque no monitor do dinamômetro como *feedback* visual. Durante todo o teste o sujeito foi motivado verbalmente para tentar obter seu melhor desempenho.

Todos os indivíduos realizaram três CIVMs, de extensão de joelhos, com duração de cinco segundos para cada condição: bilateral e unilateral de cada membro (direito e esquerdo). Um intervalo de cinco minutos foi dado entre cada

tentativa. Em uma das sessões foram realizados os testes bilaterais e em outra sessão os testes unilaterais, de acordo com randomização prévia.

Os maiores valores de pico de torque isométrico entre as três tentativas para a condição unilateral (direita e esquerda) e bilateral foram usados para avaliar o índice bilateral dos sujeitos, sendo lançados na equação proposta por Howard e Enoka (1991):

$$BI_f(\%) = 100[BL/(ULD+ULE)]-100$$

Assim foram verificadas as diferenças na produção de força da contração bilateral e da soma da produção de força dos membros em contração unilateral, caracterizando ou não déficit bilateral. Valores de $BI_f(\%)$ menores que zero indicam que a soma da produção de força unilateral foi maior que a produção de força bilateral. Já valores $BI_f(\%)$ maiores que zero indicam que a produção de força bilateral foi maior do que a soma da produção de força unilateral. Portanto, os valores negativos reportam ocorrência de déficit bilateral, enquanto valores positivos indicam facilitação bilateral.

O pico de torque isométrico foi definido como o maior valor de torque obtido na curva torque-tensão.

Figura 2. Foto ilustrativa do braço adaptado para execução da extensão de joelhos na condição bilateral.

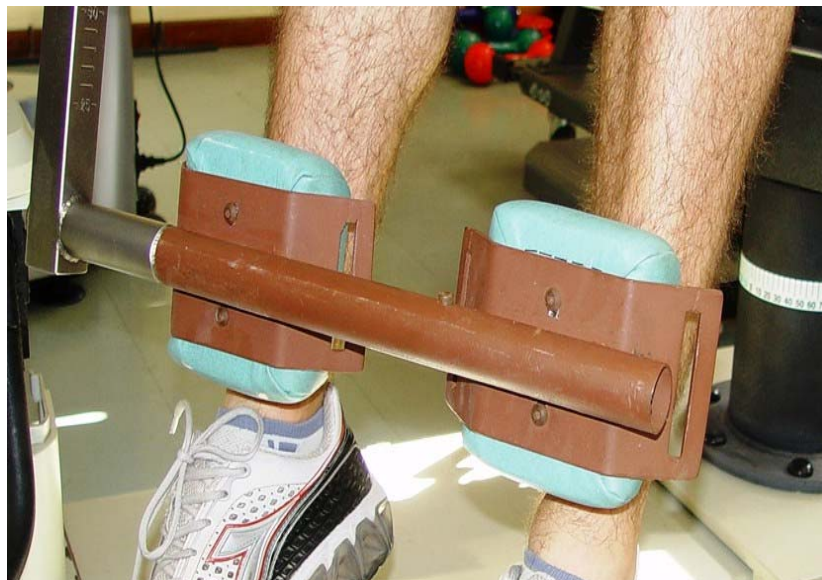


Figura 3. Foto ilustrativa do braço utilizado para a execução da extensão de joelhos unilateral



4.9.3 Avaliação da Produção de Força Dinâmica Isocinética

Equipamento: Os testes de contração dinâmica, unilateral e bilateral, foram realizados no dinamômetro isocinético *Cybex Norm*, no qual foi adaptada uma haste de ferro perpendicular ao braço do dinamômetro para realização das contrações bilaterais (figura 2).

Posição inicial: Com os indivíduos em posição sentada na cadeira, com quadris posicionados em 110° , costas apoiadas no encosto. O tornozelo foi firmemente preso a barra de extensão, ligeiramente acima do maléolo lateral. A fim de evitar qualquer interferência da parte superior do corpo, a mesma foi contida pelo cinto da cadeira. O eixo de rotação do braço de alavanca do dinamômetro foi alinhado visualmente com o eixo da articulação, que será considerado no côndilo lateral do fêmur do sujeito.

Teste: O protocolo consistiu em cinco repetições dinâmicas máximas de extensão de joelhos unilateral e bilateral. As repetições foram realizadas numa velocidade de $60^\circ/\text{s}$. Antes do início do teste ocorreu um aquecimento da

musculatura extensora. Os sujeitos visualizaram suas curvas de torque no monitor do dinamômetro como *feedback* visual. Durante todo o teste o sujeito foi motivado verbalmente para tentar obter seu melhor desempenho.

Todos os indivíduos realizaram uma série de cinco repetições a 60°/s, para cada condição, unilateral (direita e esquerda) e bilateral. Sendo que em uma das sessões foram realizados os testes bilaterais e em outra os testes unilaterais, conforme randomização. Os testes dinâmicos foram realizados sempre antes dos testes isométricos, nas duas sessões.

Os valores da repetição com maior pico de torque dinâmico, entre as cinco repetições, para a condição unilateral (direita e esquerda) e bilateral, foram usados para avaliar o índice bilateral dos sujeitos, sendo lançados na equação proposta por Howard e Enoka (1991):

$$BI_f(\%) = 100[BL/(ULD+ULE)]-100$$

Assim foram verificadas as diferenças na produção de força da contração bilateral em relação a soma da produção de força dos membros na contração unilateral, caracterizando ou não déficit bilateral. Valores de $BI_f(\%)$ menores que zero indicam que a soma da produção de força unilateral foi maior que a produção de força bilateral. Já valores $BI_f(\%)$ maiores que zero indicam que a produção de força bilateral foi maior do que a soma da produção de força unilateral. Portanto os valores negativos reportam ocorrência de déficit bilateral, enquanto valores positivos indicam facilitação bilateral.

4.9.4 Coleta do Sinal Eletromiográfico

A coleta do sinal EMG, foi realizada simultaneamente ao teste CIVM e teste dinâmico máximo, unilateral e bilateral, no dinamômetro isocinético *Cybex Norm*. Para a coleta do sinal EMG, foram utilizados eletrodos de superfície bipolar da marca *Mad Trace* com 15mm de diâmetro. Os eletrodos foram colocados no ventre muscular do VL. De acordo com Leis e Trapani (2000) o posicionamento do eletrodo no músculo vasto lateral deve ser feito de 8 a 10 centímetros acima da patela, localizado na região antero-lateral da coxa.

O sinal EMG do músculo VL, para as contrações dinâmica e isométrica, foi coletado em microvolts (μv). A média de ativação do VL está apresentada em

percentual relativo à contração bilateral ($((UNI\ x/BIL\ x)*100$, em que x pode ser substituído pelos valores de cada membro separadamente (direita e esquerda) ou pela soma dos membros em condição unilateral e bilateral). Valores do sinal EMG do VL na condição bilateral foram considerados de referência (100%). Valores acima de 100% reportam maior atividade elétrica nas contrações unilaterais e valores menores que 100% reportam maior atividade nas contrações bilaterais.

Para avaliar o índice bilateral os valores de sinal EMG em RMS do VL foram jogados na equação

$$Bl_{emg}(\%) = 100[BLx/ULx]-100$$

em que x pode ser substituído pelos valores de cada membro separadamente (direito e esquerdo) ou pela soma dos membros em condição bilateral e unilateral. Desta forma, foram feitas comparações tanto da atividade de cada membro separadamente na condição unilateral e bilateral, como a comparação da soma da atividade dos membros (direito+esquerdo) em condição unilateral e bilateral. Valores de $Bl_{emg}(\%)$ menores que zero indicam que os valores de sinal EMG unilateral foram maiores que os valores de sinal EMG bilateral, tanto para a soma do sinal do VL de ambos os membros (direito e esquerda), como do VL de cada membro separadamente. Já valores $Bl_{emg}(\%)$ maiores que zero indicam que os valores de sinal EMG bilateral foram maiores que os valores de sinal, tanto para a soma do sinal do VL de ambos os membros (direito e esquerda), como do VL de cada membro separadamente. Portanto os valores negativos reportam ocorrência de déficit bilateral no sinal EMG, enquanto valores positivos indicam facilitação bilateral.

Para o posicionamento dos eletrodos nos locais estabelecidos por Leis e Trapani (2000), foi utilizada uma fita métrica para medir os pontos sugeridos entre a origem e inserção do músculo VL (para localização do ventre muscular), e foi realizada a tricotomia e abrasão com algodão e álcool para a retirada de sujeira e células mortas e assim diminuir a impedância da pele.

A distância intereletrodos foi de 20 mm do centro do eletrodo. O nível de resistência entre os eletrodos foi medido e controlado antes de cada sessão com um multímetro digital, devendo manter-se abaixo de 3000 Ohms (NARICI *et al.*, 1989). O eletrodo terra foi posicionado na protuberância óssea, próxima ao local de aquisição do sinal. Para manter os eletrodos posicionados nos mesmos locais das

sessões anteriores, foi utilizado um mapa de avaliação, de acordo com a proposição de Narici *et al.* (1989).

4.9.5 Aquisição dos Dados

Para cada CIVM e contração dinâmica, a aquisição dos dados eletromiográficos foi realizada por dois eletromiógrafos Miotool 400, da marca MIOTEC, Equipamentos Biomédicos. Cada equipamento é composto por um sistema de quatro canais, 2000 Hz por canal. A energia é fornecida por um sistema de baterias. Os dados foram transmitidos em conexão a um microcomputador via porta USB. O sinal EMG coletado pelos eletromiógrafos foi transmitido para um *notebook* com processador INTEL, contendo o *software* Miograph de aquisição de dados, que possibilitou a visualização *on-line* das avaliações, assim como a gravação dos arquivos de cada indivíduo avaliado. A aquisição das curvas de EMG do músculo VL foi efetuada com uma frequência de amostragem de 2000Hz (De LUCA, 1997) e, especificamente para o sinal EMG, foram utilizados “ganhos” variando entre 200 e 400 .

4.9.6 Tratamento dos Dados EMG

A análise dos dados foi realizada no *software* SAD32. Primeiramente, foram retirados os ganhos do sinal nos arquivos brutos, e posteriormente, foi realizada a filtragem digital do sinal utilizando-se filtros do tipo Passa-banda Butterworth, de 5ª ordem, com frequência de corte entre 20 e 500 Hz. As curvas do sinal correspondente às contrações isométricas voluntárias máximas (tempo de 5 s), após terem passado pelos procedimentos de filtragem descritos acima, foram recortadas no platô da curva de torque, durante um período de 1 segundo, para a obtenção do valor RMS. Os maiores valores RMS obtidos da CIVMs, para o VL, foram utilizados para posterior análise das diferentes situações experimentais (unilateral e bilateral).

Relativamente ao tratamento do sinal EMG obtido no teste dinâmico isocinético, foi calculado também em valor RMS e para a definição do nível de

ativação muscular, foi considerada a repetição de maior valor coletada no protocolo de cinco repetições no exercício de extensão do joelho.

Posteriormente, com objetivo de classificação do nível de ativação muscular do músculo analisado, nas diferentes condições, esses valores foram expressos em percentual do sinal EMG obtido na condição bilateral (100%), tanto para as contrações isométricas como para as dinâmicas. Desta forma, os maiores valores RMS obtidos em condição unilateral (cada membro separadamente e a soma dos membros), tanto dinamicamente como isometricamente, foram normalizados pelos valores obtidos na condição bilateral.

5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos dados coletados foi utilizada estatística descritiva. Devido ao pequeno “n” amostral (6 sujeitos), não foi utilizada estatística inferencial para a comparação dos dados. Desta forma, os dados estão apresentados em Média e Desvio Padrão.

6 RESULTADOS

6.1 Caracterização da Amostra

A amostra desse estudo foi composta até o presente momento por seis homens ($20,6 \pm 1$). Todos os indivíduos foram classificados como destreinados no mínimo a seis meses anteriores aos testes realizados. Todos os sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e estavam cientes dos riscos e benefícios do presente estudo. Os dados de caracterização da amostra são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Caracterização da amostra

| Variável | Média | Desvio padrão |
|---------------------------|-------|---------------|
| Idade (anos) | 20,6 | 1 |
| Massa corporal total (kg) | 71,1 | 7,2 |
| Percentual de gordura (%) | 14,1 | 1,8 |
| Estatura (cm) | 179 | 2 |

6.2 Valores médios e índice bilateral de produção de força

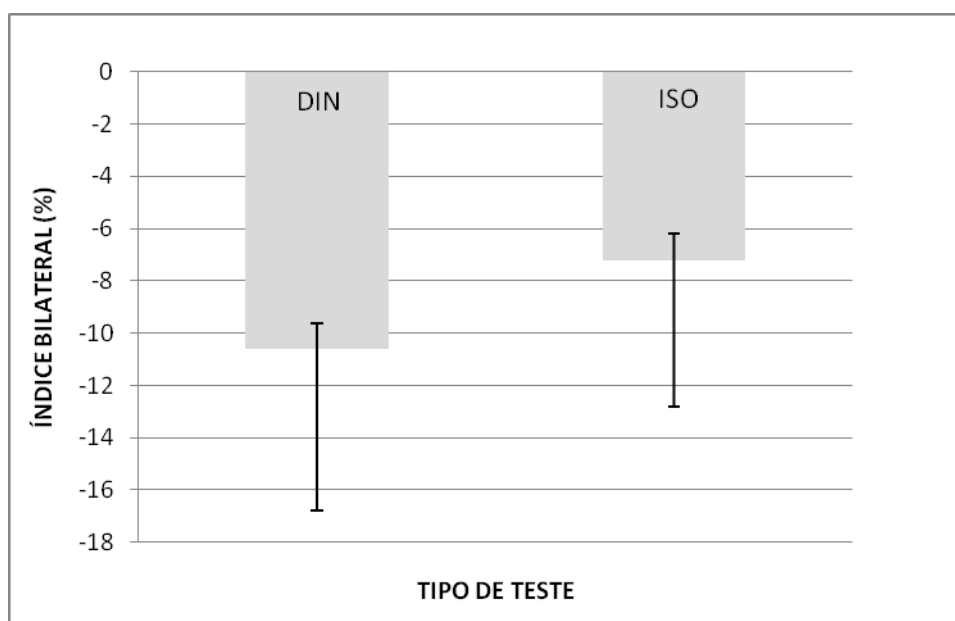
Os valores de produção de força estão apresentados em média e desvio padrão, na tabela 2, para as condições bilateral e unilateral (cada membro separadamente e a soma dos membros) da extensão de joelhos. Esses valores são referentes ao maior valor de pico de torque obtido entre as três tentativas do teste isométrico máximo e entre as cinco repetições do teste dinâmico isocinético.

Tabela 2. Tabela representativa dos valores de PT, isométrico e dinâmico, nas condições bilateral e unilateral (soma dos membros direito e esquerdo) na extensão de joelhos.

| Condição | PT Dinâmico (N.m) | PT Isométrico (N.m) |
|---------------------|-------------------|---------------------|
| Bilateral | 412,8±60,7 | 513,1±46,1 |
| Unilateral direita | 231±37,2 | 282,6±46,8 |
| Unilateral esquerda | 231±28,2 | 271,8±28,7 |
| Soma unilateral | 462±60,9 | 554,5±54,9 |

Quanto ao índice bilateral da produção de força (BI_f), os valores percentuais se mostraram menores que zero, sendo de $-10,6\pm 6,2\%$ para as condições dinâmicas e de $-7,2\pm 5,6\%$ para as condições isométricas (Figura 2).

Figura 2. Gráfico representativo dos valores médios de índice bilateral de produção de força (BI_f), em contração isométrica e dinâmica. DIN= dinâmico; ISO= isométrico.



6.3 Valores médios e índice bilateral da atividade elétrica (sinal EMG) do músculo VL

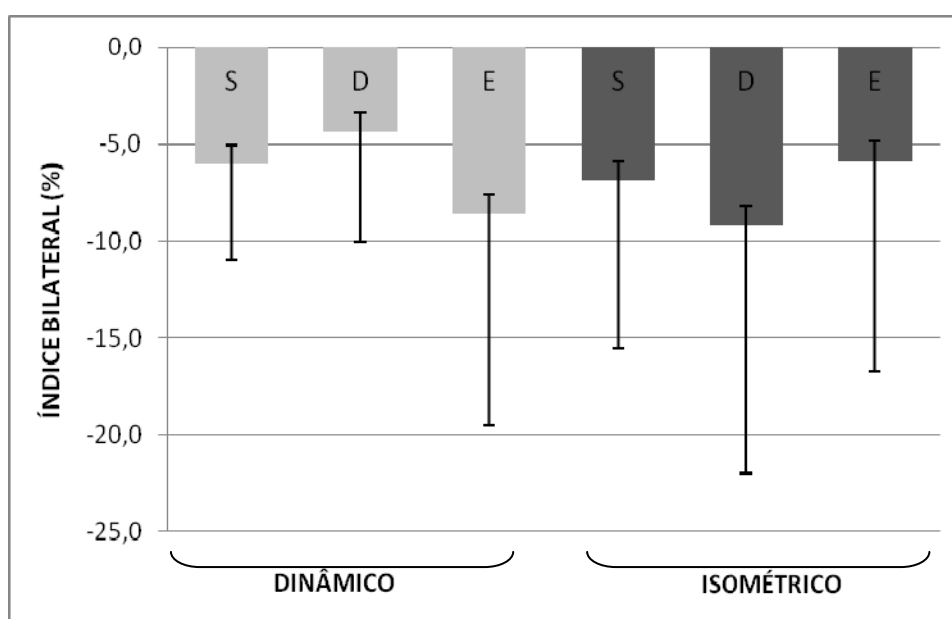
Os valores percentuais de ativação do músculo vasto lateral, relativos à contração bilateral (valor de referência), em contração isométrica e dinâmica, estão representados na tabela 3.

Tabela 3. Tabela representativa dos valores percentuais da atividade elétrica do músculo VL, relativo à contração bilateral (100%), de forma isométrica e dinâmica, nas diferentes condições.

| Condição | Sinal EMG dinâmico (%) | Sinal EMG isométrico (%) |
|---------------------|------------------------|--------------------------|
| Bilateral | 100 | 100 |
| Unilateral direita | 104,9±6,3 | 111,9±15,4 |
| Unilateral esquerda | 110,8±14,3 | 107,5±14,2 |
| Soma unilateral | 106,7±6 | 108,1±10,1 |

Quanto ao índice bilateral da atividade elétrica (BI_{emg}), do músculo VL, foram encontrados valores médios percentuais para condição dinâmica de $-6\pm 5\%$ para a soma da atividade dos membros, de $-4,4\pm 5,7\%$ para o membro direito e de $-8,6\pm 10,9\%$ para o membro esquerdo. Já para a contração isométrica foram encontrados valores médios percentuais de $-6,9\pm 8,6\%$ para a soma da atividade dos membros, de $-9,2\pm 12,7$ para o membro direito e de $-5,9\pm 10,9$ para o membro esquerdo.

Gráfico 2. Gráfico representativo do índice bilateral de atividade elétrica (BI_{emg}) do VL de forma dinâmica e isométrica. S= soma dos membros; D= membro direito; E= membro esquerdo.



7 DISCUSSÃO

Os dados do presente estudo não sofreram análise estatística inferencial, portanto não é possível saber se as diferenças nas médias observadas entre as diferentes situações são ou não significativas. Mesmo assim, levantaremos algumas hipóteses e especulações a partir dos presentes dados.

Desde de 1961 (HENRY e SMITH), estudos vêm reportando que a força total gerada em uma contração bilateral é menor do que a soma das forças de cada membro em contração unilateral. Esse fenômeno é descrito como déficit bilateral. Diversos dados da literatura confirmam a existência desse fenômeno em diferentes musculaturas, exercícios, condições e em indivíduos atletas e não atletas (OWINGS e GRABINER, 1998b, KURUGANTI *et al.*, 2005; VAN DIEËN, OGITA e De HAAN, 2003; KOH, GRABINER e CLOUGH, 1993; VANDERVOORT, SALE e MOROZ, 1984). Diferentemente, outros autores não corroboram com essas evidências, reportando maiores valores de força em contração bilateral ou mesmo não encontrando diferenças entre as condições uni e bilateral (HÄKKINEN *et al.* 1996a; HÄKKINEN, KRAEMER e NEWTON, 1997; JAKOBI e CAFARELLI 1998; HERBERT e GANDEVIA, 1996). Desta forma, é possível observar a existência de divergências na literatura e a falta de consenso tanto da existência desse fenômeno, como dos fatores causadores.

Sujeitos que realizam treinamento de força para extensão de joelhos de forma bilateral, ou mesmo atletas que executam movimento repetitivo dos membros homólogos simultaneamente, tendem a apresentar uma facilitação bilateral, que seria uma maior produção de força em contração bilateral em comparação a soma da força produzida nas contrações unilaterais (HOWARD e ENOKA, 1991). Assim como indivíduos que executam movimentos unilaterais excessivos ou treinamento são mais suscetíveis ao déficit (HOWARD e ENOKA, 1991). Desta forma, sujeitos destreinados em força e não atletas podem representar o déficit de forma mais consistente e sem influência do tipo de treinamento nos resultados.

Os dados do presente estudo, caso sejam significativos, corroboram com os dados da literatura (HOWARD e ENOKA, 1991; KOH, GRABINER e CLOUGH, 1993; OWINGS e GRANINER, 1998a; KURUGANTI e MURPHY, 2008), reportando que os

valores da produção de força em condição unilateral são maiores que aqueles produzidos em condição bilateral para a extensão de joelhos. Desta forma, o somatório da produção de força dos membros contralaterais é superior à força produzida bilateralmente, tanto em condições dinâmicas, como isométricas. Essa diferença pode caracterizar a presença de déficit bilateral, caso esses valores sejam significativos.

Os valores médios de pico de torque unilateral, tanto para o membro direito e esquerdo, como para a soma dos membros, mostraram-se maiores nas contrações isométricas. Este resultado era esperado, uma vez que nessa forma de contração o músculo tem maior capacidade de gerar a força máxima, visto que fatores que podem influenciar na produção de força, como a velocidade da contração, o comprimento muscular e a interação actina-miosina, são controlados.

Para os valores de índice bilateral encontrados, as condições dinâmicas se mostraram tão representativas, ou mais, do que as condições isométricas, para o déficit bilateral. Tal fato pode ser explicado por esse tipo de contração depender de um grande número de fatores que, individualmente ou em conjunto, podem influenciar o índice bilateral deixando a musculatura mais suscetível ao déficit. No caso do presente estudo um dos fatores, a velocidade, foi controlada.

Segundo Kuruganti e Murphy (2008), mesmo que o déficit seja mais consistente nas contrações dinâmicas, a fim de analisar a relação entre torque e EMG, é interessante se basear nas contrações isométricas, nas quais o músculo pode se manter mais estável, reduzindo a influência de uma série de fatores que foram citados anteriormente.

O déficit encontrado em condições dinâmicas nesse estudo, vai de encontro aos resultados de Monteiro e Simão (2006) em testes de 10RMs nos exercícios extensão de joelhos e flexão de cotovelo. Os dados apresentados por estes autores não identificam a existência do déficit bilateral em condições dinâmicas. Os autores justificam que os demais estudos que encontraram déficit em contração dinâmica, utilizaram protocolos com menos repetições e, terem controlado a velocidade de movimento, os seus resultados seriam mais suscetíveis ao déficit. Enquanto na verdade, o controle da velocidade deveria reduzir a possibilidade de ocorrer o fenômeno, visto que menos fatores estariam influenciando a produção de força naquela condição.

Já Kuruganti *et al.* (2005), utilizaram teste dinâmico isocinético a 45°/s e

encontraram resultados consistentes para o déficit bilateral em sujeitos idosos e adultos jovens. Segundo os autores, estudos que utilizam testes dinâmicos para avaliar o déficit reportam diferentes magnitudes do mesmo, em consequência dos tipos de protocolos experimentais utilizados, da velocidade da contração e da adequação do participante ao teste.

Para os valores de sinal EMG percentuais relativos à contração bilateral, os valores de atividade elétrica da soma dos membros e de cada membro separadamente, obtido na condição unilateral, foram maiores que 100%, significando que o nível de ativação neste modo de contração (unilateral) foi maior que no bilateral. Entretanto, como já foi dito anteriormente, não se pode afirmar que as diferenças sejam significativas. Caso os dados de produção de força desse estudo sejam significativos e caracterizem déficit bilateral, esse fenômeno poderia ser explicado pela redução da atividade neural em contrações bilaterais, visto que existe uma queda na produção de força em paralelo com a queda do sinal EMG em condições bilaterais. Essa relação linear de queda entre a produção de força e o sinal EMG foi reportada por Howard e Enoka (1991) e vem sendo corroborada por outros autores (KURUGANTI e MURPHY, 2008; KOH, GRABINER e CLOUGH, 1993; OWINGS e GRABINER, 1998a; OWINGS e GRABINER, 1998b)

Maiores valores de produção de força apresentados na condição unilateral, podem ser justificados pelo maior recrutamento de unidades motoras nessa condição, assim como a inibição neural que ocorre durante as contrações bilaterais. Quando os dois hemisférios são ativados simultaneamente, parece haver uma inibição simultânea de ambos os hemisférios, causando uma diminuição da estimulação de unidades motoras e, conseqüentemente, resultando em menor produção de força (VAN DIEËN, OGITA e De HAAN, 2003). Essa inibição é possível pela interação que existe entre os hemisférios cerebrais e seria o fator limitante da *performance* na execução bilateral (ODA e MORITANI, 1996). Desta forma, como nos exercícios unilaterais apenas um hemisfério está em atividade, as capacidades máximas da musculatura na produção de força e na atividade elétrica, podem ser potencializadas.

Os dados do estudo de Howard e Enoka (1991) reportam que o déficit bilateral é um fenômeno concreto em sujeitos destreinados em força. Contudo, não encontraram uma relação linear entre a produção de força e o sinal EMG do músculo vasto lateral. A produção de força foi significativamente menor que zero, mas o sinal

EMG foi significativamente maior. Os autores justificam a falta de linearidade pelas diferenças na produção de força serem pequenas e por isso a eletromiografia pode não ser a medida mais sensível para essa diferença.

Já Häkkinen *et al.* (1996a), em estudo com idosos recreacionalmente ativos, não encontraram diferenças significativas entre a atividade elétrica do vasto lateral do membro direito, esquerdo e nem da soma dos membros, nas condições bilateral e unilateral. Os autores justificam que o sistema nervoso central seria capaz da máxima ativação do grupo muscular quadríceps femoral em ambos os membros simultaneamente ou provavelmente não houve redução no controle do sistema neural periférico durante a condição bilateral.

Como reportado nesse estudo, ainda não se tem consenso sobre a existência do déficit bilateral, pois os estudos encontrados na literatura foram realizados com sujeitos de diferentes condições físicas e faixas etárias, fatores que acabam influenciando os resultados. Os testes desse estudo foram realizados com sujeitos destreinados, partindo do pressuposto que os resultados não são influenciados pela condição de treinamento para a extensão de joelhos. Caso os resultados sejam significativos, o déficit bilateral foi encontrado em ambas as condições, mostrando que o mesmo também é representativo nas condições dinâmicas. Sendo as contrações dinâmicas mais semelhantes às situações cotidianas e de treino, observar a presença do déficit nessa situação pode beneficiar a prescrição do treinamento de força.

Se houver existência do déficit bilateral, os dados de sinal EMG mostram que existe uma redução na ativação neural em condição bilateral, que pode ser responsável pela ocorrência do fenômeno. Os altos desvios encontrados nos dados de EMG podem ser justificados pelo reduzido “n” amostral.

Dessa maneira, será necessário aumentar o “n” amostral para que conclusões definitivas sejam feitas ao invés de simples especulações baseadas em dados descritivos. Portanto, o presente estudo seguirá em andamento para concluir a coleta de dados e, posteriormente, utilizar testes estatísticos inferenciais.

8 CONCLUSÃO

A partir das especulações feitas no presente estudo é de se esperar que o déficit bilateral seja um fenômeno concreto em sujeitos destreinados em força, tanto de forma isométrica como dinâmica. Desta forma partindo do pressuposto de que o déficit é um fenômeno comum nesta população e dependendo dos objetivos de cada sujeito, o treinamento de força pode incluir diferentes condições de execução da extensão de joelhos. Contudo, é necessário ressaltar que essas conclusões são baseadas em especulações a partir de dados explorados de forma descritiva. Os resultados e conclusões definitivas serão estabelecidos após o término desse projeto.

REFERÊNCIAS

- 1.ADAMSON, M., MACQUAIDE, N., HELGERUD, J., JAN, H., KEMI, O. J. **Unilateal arm strength training improves contralateral peak force and rate of force development.** European Journal of Applied Physiology, v.103, p.553-559, 2008
- 2.BAECHELE, T.R., EARLE, R.W. **Essential of strength training and conditioning.** 2ª ed. Champaing: Human Kinetics, 2000.
- 3.BAECHELE, T.R, GROVE, B.R. **Treinamento de força: passos para o sucesso.** Porto Alegre. Artmed, 2000.

4. BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J. **Muscles Alive: their function revealed by electromyography 5^a ed.** Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
5. BELLONI, D., BELLONI, R., CARIELO, A. A., FILHO, M. L. M., DANTAS, E., SILVA, V. F. **Os efeitos da fadiga muscular sobre o déficit de força bilateral.** Revista de Educação Física, v.140, p.4-12, 2008.
6. CAMPOS, G. E. R., LUECKE, T. J., WENDELM, H. K., TOMA, K., HAGERMAN, F. C., MURRAY, T. F., RAGG, K. E., RATAMESS, N. A., KRAEMER, W. J., STARON, R. S. **Muscular adaptation in response to three different resistance-training exercise: specificity of repetition maximum training zones.** European Journal of Applied Physiology, v. 88, p. 11-29, 2006.
7. CHILIBECK P. D., CALDER, A. W., SALE, D. G., WEBBER, C. E. **A comparison of strength and muscle mass increases during resistance training in young women.** European Journal of Applied Physiology, v. 77, p. 170-175, 1998.
8. CRESSWELL, A.G., OVENDAL, A.H. **Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions.** Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, v. 42, p. 19-25, 2002.
9. CORREIA, P., P., MIL-HOMENS, P. **A eletromiografia no estudo do movimento humano.** Cruz Quebrada. Ed. Faculdade de Motricidade Humana, 2004.
10. COSTA, R. F., **Composição Corporal: teoria e prática da avaliação.** Editora Manole, 1^a ed. brasileira, 2001.
11. DE LUCA, C. J. **The use of electromyography in biomechanics.** Journal of Applied Biomechanics, v. 13, p.135–163, 1997.
12. DE RUITER, C. J., ELZINGA, M. J. H., VERDIJK, P. W.L., VAN MECHELEN, W., DE HAAN, A. **Voluntary drive-dependent changes in vastus lateralis motor unit firing rates during a sustained isometric contraction at 50% of maximum knee**

extension force. Pflügers Archiv European Journal Physiology, v. 447, n. 4, p. 436-444, 2004

13.ENOKA, R. M. **Neural adaptations with chronic physical activity.** Journal of Biomechanics, v. 30, n. 5, p. 447-455, 1997.

14.ESFORMES, J. I., NARICI, M. V., MAGANARIS, C. N. **Measurement of human muscle volume using ultrasonography.** European Journal of Applied Physiology, v. 87, p. 90-92, 2002.

15.FALVO, M. J., SIREVAAG , E. J., ROHRBAUGH, J. W., EARHART, G. M. **Resistance training induces supraspinal adaptations: evidence from movement-related cortical potentials.** European Journal of Applied Physiology, v. 109, n. 5, p. 923-933, 2010.

16. FIMLAND, M. S., HELGERUD, J., GRUBER, M., LEIVSETH, G., HOFF, J. **Functional maximal strength training induces neural transfer to single-joint tasks.** European Journal of Applied Physiology, v. 107, n.1, p. 21-29, 2009.

17.FLECK, J. S., KRAEMER W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular 3^a ed.** Porto Alegre. Artmed, 2006.

18.FRY, A. C. **The Role of Resistance Exercise Intensity on Muscle Fibre Adaptations.** Sports Medicine, v. 34, n. 10, p. 663-679 (17), 2004.

19.HAY, D., SOUZA, V. A., FUKASHIRO, S. **Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement.** Human Movement Science, v. 25, p. 181–191, 2006.

20.HÄKKINEN K., KRAEMER, W. J., KALLINEN, M., LINNAMO VESA, PASTINEN, U. M., NEWTON, R. U. **Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women.**

Journal Gerontology Series A: Biological Sciences Medical Sciences, v. 51A, n. 1 , p. B21-B29, 1996a.

21.HÄKKINEN, K., KALLINEN, M., LINNAMO, V., PASTINEN, U. M., NEWTON, R. U., KRAEMER, W. J. **Neuromuscular adaptations during bilateral versus unilateral strength training in middle-aged and elderly men and women.** Acta Physiology Scandinavian, v. 158, p. 77-88, 1996b.

22.HENNEMAN, E., SOMJEN, G., CARPENTER, D. C. **Functional significance of cell size in spinal motoneurons.** Journal of Neurophysiology, v. 28, p. 560-580, 1965.

23.HENRY, F. M., SMITH, L. E. **Simultaneous vs, separate bilateral muscular contractions in relation to neural overflow theory and neuromotor specificity.** Research Quarterly for Exercise and Sport, v. 32, p. 42-47, 1961.

24.HERBERT, R.D., GANDEVIA, S.C. **Muscle activation in unilateral and bilateral efforts by motor nerve and cortical stimulation.** Journal of Applied Physiology, v. 80, n. 4, p. 1351-1356, 1996.

25.HOWARD, J.D., ENOKA, R.M. **Maximum bilateral contraction are modified by neurally mediated interlimb effects.** Journal of Applied Physiology, v.70, n. 1, p. 306-16, 1991.

26.JACKSON, A. S., POLLOCK, M. L. **Generalized equations for predicting body density of men.** British Journal of Nutrition, v. 40, p. 497–504, 1978.

27.JAKOBI, J. M., CAFARELLI, E. **Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions.** Journal of Applied Physiology, v.84, p. 200-206, 1998.

28.JAKOBI, J. M., CHILIBECK, P. D. **Bilateral and unilateral contractions: Possible differences in maximal voluntary force.** Canadian Journal of Applied Physiology, v. 26(t), p.12-33, 2001.

29. JANZEN, C. L., CHILIBECK, P. D., DAVISON, K. S. **The effect of unilateral and bilateral strength training on the bilateral deficit and lean tissue mass in postmenopausal women.** European Journal of Applied Physiology, v. 97, p. 253–260, 2006.
30. KRAEMER, W. J. **Exercise prescription in weight training: manipulating program variables.** Strength and Conditioning Journal, v. 5, n.3, 1983.
31. KRAEMER, W. J., RATAMESS, N. A. **Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training.** Sports Medicine. v. 35, n. 4, p. 339-361, 2005.
32. KOH, T. J., GRABINER M. D., CLOUGH, C. A. **Bilateral deficit is larger for step than for ramp isometric contractions.** Journal of Applied Physiology, v. 74, n. 3, p. 1200-1205, 1993.
33. KOMI, P. V. **Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors.** Internacional Journal of Sports Medicine, v. 7, p. 10-15, 1986.
34. KOMI, P.V. **Força e potência no esporte.** Porto Alegre. Artmed, 2006.
35. KURUGANTI, U., PARKER, P., RICKARDS, J., TINGLEY, M., SEXSMITH, J. **Bilateral isokinetic training reduces the bilateral leg strength deficit for both old and young adults.** European Journal of Applied Physiology, v. 94, p. 175-179, 2005.
36. KURUGANTI, U; MURPHY, T. **Bilateral deficit expressions and myoelectric signal activity during submaximal and maximal isometric knee extensions in young, athletic males.** European Journal of Applied Physiology, v.102, p. 721-726, 2008.

37. LEE, M., CARROLL, T. J., **Cross Education Possible Mechanisms for the Contralateral Effects of Unilateral Resistance Training.** Sports Medicine, v. 37, n. 1, p. 1-14, 2007.
38. LEIS, A. A, TRAPANI, V. C . **Atlas of Electromyography.** Oxford, NY, Oxford University Press, 2000.
39. MACDOUGALL, J. D. **Morphological changes in human skeletal muscle following strength training and immobilization.** Human Muscle Power. Champaign, Ill: Human Kinetics, 1986.
40. MORITANI, T. **Time course of adaptations during strength and power training.** Strength and Power in Sport, edited by P.V. Komi, p. 226-278. Oxford: Blackwell, 1992.
41. NARICI, M. V., ROI, G. S., LANDONI, L., MINETTI, A. E., AND CERRETELLI, P. **Changes in forces, cross-sectional areas and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps.** European Journal of Applied Physiology, v. 59, p. 310-319, 1989.
42. ODA, S., MORITANI, T. **Cross-correlation studies of movement-related cortical potentials during unilateral and bilateral muscle contractions in humans.** European Journal of Applied Physiology, v. 74, p. 29-35, 1996.
43. ODA S., MORITANI, T. **Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans.** European Journal of Applied Physiology, v. 69, p. 240-243, 1994.
44. OHTSUKI, T. **Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion.** Behavioural Brain Research, v. 7, p. 165-178, 1983.

45. OWINGS, T. M., GRABINER, M. D. **Normally aging older adults demonstrate the bilateral deficit during ramp and hold contractions.** *Journal Gerontology Series A: Biological Sciences Medical Sciences*, v. 53A, p. B426-B429, 1998a.
46. 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, 1998b.
47. REEVES, N. D., MAGANARIS, C. N., NARICI, M. V. **Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size.** *European Journal of Applied Physiology*, v. 91, p. 116-118, 2004.
48. SALE, D.G. 1992. **Neural adaptations to strength training.** *Strength and Power in Sport*, ed. by P.V.Komi, 249-265. Boston: Blackwell Scientific
49. SCHANTZ, P. G., MORITANI, T., KARLSON, E., JOHANSSON, E., LUNDH, A. **Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension.** *Acta Physiology Scandinavian*, v. 136, p. 185-92, 1989.
50. SECHER N.H., RORSGAARD S., SECHER O. **Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibers during maximal voluntary extension of the legs.** *Acta Physiology Scandinavian*, v. 103, p. 456-462, 1978.
51. SEYNNES, O. R., DE BOER M., NARICI M. V. **Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training.** *Journal of Applied Physiology*, v.102, p.368-373, 2007.
52. OGITA, F., DE HAAN, A. **Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance-limiting factor?** *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 35, n. 1, p. 111-118, 2003.
53. 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.

54. TANIGUCHI, Y. **Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans.** European Journal of Applied Physiology, v. 78, p. 226-30, 1998.

ANEXOS

ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA SUPERIOR DE EDUCAÇÃO FÍSICA
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Eu, _____, portador do documento de identidade número _____, concordo voluntariamente em participar do estudo “**Déficit bilateral na extensão de joelhos em teste isocinético, dinâmico e isométrico.**”, que envolverá testes isocinéticos, dinâmicos e isométricos, nas condições uni e bilateral da extensão de joelhos. Entendo que os testes que realizarei têm por objetivo avaliar o déficit bilateral, por meio do pico de torque e da atividade elétrica do músculo vasto lateral.

Declaro estar ciente de que o estudo será desenvolvido durante o período de três sessões, pela coordenação do professor Ronei Silveira Pinto e pela aluna de graduação Cíntia Ehlers Botton, e autorizo a realização dos seguintes procedimentos:

- Realizar teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de extensão de joelhos, na condição unilateral (cada membro separadamente) e bilateral;
- Realizar teste isocinético dinâmico máximo nas condições unilateral (cada membro separadamente) e bilateral;
- Dispor-me à preparação da pele, que inclui os seguintes procedimentos: depilação, abração e limpeza com álcool nas regiões em que serão colocados os eletrodos para avaliação eletromiográfica, em duas das três sessões de testes;
- Dispor-me à fixação de eletrodos de superfície na região anterior da coxa e em cima do osso clavicular para avaliação eletromiográfica, em duas das três sessões de testes.

Eu entendo que durante os testes poderá haver riscos, desconforto e cansaço muscular temporário. Há possibilidade de mudanças anormais de minha frequência cardíaca e pressão sanguínea durante os testes. Porém, entendo que posso interromper os testes, e treinamento a qualquer momento, sob meu critério.

Eventuais dúvidas serão esclarecidas a qualquer momento pelo telefone (0xx51)3308-5894, pelo professor Ronei Silveira Pinto e aluna Cíntia Ehlers Botton.

Entendo que tenho liberdade em recusar-me a participar ou retirar o consentimento em qualquer fase do estudo, sem sofrer penalização ou prejuízo e que não haverá compensação financeira pela minha participação no estudo, assim como, no caso de surgimento de uma lesão física resultante diretamente de minha participação.

Entendo que os dados relativos à minha pessoa serão confidenciais e disponíveis somente sob minha autorização escrita. Caso sejam publicados, os dados não serão associados a minha pessoa.

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 (51) 3308.3629. Estou ciente de que estará disponível uma linha telefônica para Assistência Médica de Emergência 192, assim como o Professor Ronei Silveira Pinto e a aluna Cíntia Ehlers Botton se responsabilizarão por possível assistência pós testes, quando necessária.

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

Participante:

Nome completo: _____

Assinatura : _____

