

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**EFEITO DE DUAS FORMAS DE EXECUÇÃO DO TREINO DE FORÇA,
UNILATERAL E BILATERAL, NOS PARÂMETROS NEUROMUSCULARES DOS
MÚSCULOS EXTENSORES DO JOELHO**

Dissertação de Mestrado

Cíntia Ehlers Botton

Porto Alegre

2013

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**EFEITO DE DUAS FORMAS DE EXECUÇÃO DO TREINO DE FORÇA,
UNILATERAL E BILATERAL, NOS PARÂMETROS NEUROMUSCULARES DOS
MÚSCULOS EXTENSORES DO JOELHO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau acadêmico de Mestre em Ciências do Movimento Humano

Aluna: Cíntia Ehlers Botton

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2013

CIP - Catalogação na Publicação

Ehlers Botton, Cíntia

Efeito de duas formas de execução do treino de força, unilateral e bilateral, nos parâmetros neuromusculares dos músculos extensores do joelho / Cíntia Ehlers Botton. -- 2013.

121 f.

Orientador: Ronei Silveira Pinto.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2013.

1. Treino de força. 2. Déficit bilateral. 3. Ativação muscular. 4. Hipertrofia muscular . I. Silveira Pinto, Ronei, orient. II. Título.

**EFEITO DE DUAS FORMAS DE EXECUÇÃO DO TREINO DE FORÇA,
UNILATERAL E BILATERAL, NOS PARÂMETROS NEUROMUSCULARES DOS
MÚSCULOS EXTENSORES DO JOELHO**

Banca Avaliadora

Prof^a. Dr^a. Cláudia Silveira Lima (UFRGS)

Prof. Dr. Fávio Antônio de Souza Castro (UFRGS)

Prof. Dr. Antônio Carlos de Moraes (UNICAMP)

Aluna: Cíntia Ehlers Botton

Orientador: Ronei Silveira Pinto

Conceito: A

AGRADECIMENTOS

Toda minha formação, desde o ensino fundamental até aqui, só foi possível porque duas pessoas colocaram o meu estudo como prioridade de suas vidas, meu Pai Emidio e minha Mãe Juçára. Não poderia começar esses agradecimentos sem citá-los. Pai e Mãe, amo vocês de forma incondicional e tudo que eu faço é pensando em vocês. Obrigada pelo amor, carinho, apoio e por me darem o prazer de tê-los como os meus melhores amigos. Tudo que eu sou hoje é fruto da dedicação de vocês.

Agradeço igualmente a minha Irmã, que sempre foi meu grande suporte em Porto Alegre e exemplo de foco, dedicação e organização. Juca, obrigada por ser minha mãe/irmã, por me escutar nos momentos eufóricos e de descontentamento, sempre me dando apoio e incentivo para ir adiante. Por ter ido treinar as nove da noite, depois do trabalho, só pra ajudar a irmã.

A todos os meus familiares, eu agradeço imensamente por torcerem por mim e comemoram minhas conquistas como se fossem suas. Tios, Tias, meus Avós e Dindos queridos, gostaria de dizer que eu tenho a maior sorte do mundo de tê-los ao meu lado.

Gostaria de agradecer aos professores que compõe a banca avaliadora, Prof. Flávio Castro, Prof. Antônio Carlos Moraes e Prof.^a Cláudia Lima, por terem aceitado meu convite e pelas suas considerações que com certeza vão enriquecer esse trabalho. Prof. Flávio, obrigada pelos ensinamentos e por ter disponibilizado tempo para minhas dúvidas estatísticas, és um grande exemplo. Professora Cláudia, muito obrigada por ter me dado a oportunidade de iniciar na pesquisa, pelo incentivo e todos os ensinamentos.

As 51 mulheres que participaram desse estudo, obrigada por terem feito parte desse trabalho com responsabilidade, dedicação e sempre com muita força, literalmente. Se não fossem vocês, a realização desse estudo não seria possível.

Quero fazer um agradecimento mais que especial para minha segunda família, o Grupo de Pesquisa em Treinamento de Força. Aos meus queridos colegas e amigos Anderson, Regis, Eurico, João, Cristiano, Felipe, Bruna e Fernanda, obrigada pelos ensinamentos, amizade e por tornarem todas as horas de laboratório mais agradáveis e divertidas. Regis, tu faz parte desse trabalho como ninguém. Se não fosse tu o braço bilateral não sairia do papel e eu não teria

dado início a toda essa história de déficit bilateral. Sou muito grata a tua amizade, a tudo que eu aprendo contigo, a todos os momentos de descontração e de desabafo e principalmente por todas as infinitas coletas que tu fizestes nesse projeto, és um exemplo de pesquisador. Anderson, obrigada por ter colaborado com os treinos, por toda a tua amizade, pelos momentos de descontração, por escutar meus desabafos, pelos ensinamentos e por fazer piadas até nos momentos de desespero. Eurico, obrigada por ter colaborado com os treinos e por todos os ensinamentos desde a iniciação científica, sempre fostes um grande colega.

Agradeço a duas amigas em especial, que foram um grande presente que o mestrado me deu, Bruna e Fernanda. Bruna, obrigada por toda amizade, pelo carinho, por aguentar meus desabafos mesmo que a distância, pelas palavras de incentivo, sempre torcendo por mim em cada etapa. Sem tu, não teria sido a mesma coisa. Fê, obrigada por todo o companheirismo nas horas boas e ruins, por ser uma grande amiga e por torcer por mim

Outras duas amigas, que eu considero uma parte da minha família aqui em Porto Alegre, eu agradeço por todo o carinho, por serem minhas companheiras e estarem comigo em todas as horas, sempre com as melhores palavras de conforto. Clarissa e Giane, obrigada pelo apoio e pela torcida.

Agradeço a todos os funcionários do LAPEX, em principal a Dani e ao Luciano, que colaboram para que nossos estudos aconteçam da melhor forma possível. Também aos funcionários do PPGCMH, principalmente a Ana e ao André, por serem prestativos e solícitos sempre que precisei.

Por último, eu gostaria de agradecer ao meu Orientador. Prof. Ronei, sem palavras para dizer o quanto sou grata, por ter me ensinado a gostar do treino de força desde 2009, por me incentivar constantemente, por ser um grande amigo e acima de tudo por acreditar na minha capacidade e depositar em mim total confiança. Tu sempre disseste que no dia da defesa eu ia te olhar e dizer: Obrigada por ter me feito aceitar essa loucura, no final todo esforço valeu a pena!

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar o efeito do treinamento de força realizado unilateralmente e bilateralmente nos parâmetros neuromusculares dos músculos extensores de joelho. Completaram o estudo 45 sujeitos do sexo feminino, destreinados em força, que foram divididos entre o grupo controle (GC; n=16; 22,7 ± 2,8 anos; 58,0 ± 5,7 kg; 163,6 ± 6,2 cm), grupo unilateral (GUL; n=14; 24,8 ± 1,4 anos; 60,8 ± 6,4 kg; 163,0 ± 6,5 cm) e grupo bilateral (GBL; n=15; 24,3 ± 3,7 anos; 160,2 ± 5,8 cm). O GUL realizou o exercício extensão de joelhos com um membro de cada vez e o GBL realizou o exercício com os dois membros simultaneamente. Ambos os grupos, GUL e GBL, treinaram por 12 semanas, duas vezes por semana. Outros exercícios completaram o programa de treinamento e foram realizados de forma similar pelos dois grupos. O GC não realizou o treinamento. Todos os sujeitos realizaram as avaliações pré e pós 12 semanas. Para avaliação da força máxima, foram realizados os testes de uma repetição máxima (1RM), isocinético e isométrico de extensão de joelho. Todos os grupos foram avaliados nas condições de teste UL e BL. A espessura muscular foi mensurada por ultrassonografia do grupo muscular quadríceps femoral. Para mensurar a ativação muscular foi realizada a coleta do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral e reto femoral, de ambos os membros inferiores, nos testes de força isocinético e isométrico. Os valores de índice bilateral (IB) para verificar presença ou não de déficit bilateral (DB) na força, foram calculados a partir dos valores do teste de 1RM (IB_{RM}) e de pico de torque (PT), encontrados no teste isométrico (IB_{PT}), enquanto para ativação muscular (IB_{EMG}) foram calculados a partir do sinal eletromiográfico coletado no teste de força isométrico. Os resultados do presente estudo mostraram que o GBL e o GUL tiveram incrementos significativos ($p < 0,05$) nos valores de 1RM em ambas as condições de teste (UL e BL), mas que os ganhos foram significativamente maiores ($p < 0,05$) na condição que os sujeitos realizaram o treinamento, enquanto o GC não apresentou alteração ($p > 0,05$). Os valores de PT isométrico e isocinético também apresentaram incrementos significativos ($p < 0,05$) nos dois grupos, GUL e GBL, em ambas as condições de teste, mas não para o GC ($p > 0,05$). Além disso, essas variáveis, nos dois grupos de treino, foram significativamente maiores ($p < 0,05$) na condição de teste UL. O GUL e o GBL mostraram incrementos significativos ($p < 0,05$) na EM,

enquanto o GC mostrou redução significativa ($p < 0,05$). Em relação à ativação muscular coletada no teste de força isométrico, os três grupos mostraram incrementos significativos ($p < 0,05$) na ativação nas condições de teste UL e BL. Para a ativação muscular coletada durante teste de força isocinético, todos os grupos mostraram incremento significativo na ativação ($p < 0,05$), para ambas as condições de teste, com exceção do GC na condição de teste UL, que mostrou decréscimo significativo ($p < 0,05$). Nenhum dos grupos mostrou alteração significativa ($p > 0,05$) nos valores de IB_{PT} no momento pós. Quanto aos valores de IB_{RM} , apenas o GUL alterou os valores significativamente ($p < 0,05$) no momento pós, levando o déficit para uma direção negativa. Ainda, apenas o GC alterou significativamente ($p < 0,05$) os valores de IB_{EMG} , sendo que os sujeitos que possuíam DB no momento pré deixaram de possuir no momento pós. O GUL utilizou cargas de treino significativamente mais elevadas ($p < 0,05$) que o GBL apenas no quarto mesociclo de treino. Os resultados desse estudo permitem concluir que ambas as formas de executar o treino de força, UL e BL, são similarmente eficientes para incrementar força, espessura muscular e ativação muscular, dos músculos extensores de joelho.

Palavras-chave: déficit bilateral, seleção dos exercícios, hipertrofia muscular, eletromiografia de superfície, exercícios de força.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the effect of strength training performed unilaterally and bilaterally in neuromuscular parameters of the knee extensor muscles. Completed the study 45 female subjects, untrained in force, which were divided into control group (CG; $n = 16$; 22.7 ± 2.8 years; 58.0 ± 5.7 kg; 163.6 ± 6.2 cm), unilateral group (ULG; $n = 14$; 24.8 ± 1.4 years; 60.8 ± 6.4 kg; 163.0 ± 6.5 cm) and bilateral group (BLG; $n = 15$; 24.3 ± 3.7 years; 160.2 ± 5.8 cm). The ULG performed the knee extension exercise with one member at a time and BLG performed the exercise with the two members simultaneously. Both groups were trained for 12 weeks, twice per week. Other exercises completed the training program and were performed similarly by both groups. The CG did not perform the training. All subjects performed the evaluations pre and post 12 weeks. For evaluate the maximum strength were performed one repetition maximum (1RM), isokinetic and isometric tests of the knee extension. All groups were evaluated in the UL and BL test conditions. The muscle thickness was assessed by ultrasonography in the quadriceps femoralis muscle group. For measure muscle activation the EMG signal was collected from the vastus lateralis muscle and rectus femoris muscle in both legs, in the isometric and isokinetic strength tests. The bilateral index (BI) values to verify the presence or absence of bilateral deficit (BD) in strength were calculated from the values of 1RM (BI_{RM}) and peak torque (PT), obtained in isometric test (BI_{PT}), while for muscle activation (BI_{EMG}) were calculated from the EMG signal collected in isometric strength test. The results of this study showed that BLG and ULG significantly increased ($p < 0.05$) the strength in 1RM in both test conditions (UL and BL), but the gains were significantly higher ($p < 0.05$) in the condition which the subjects performed the training, while the CG not had significant increases ($p > 0.05$). The isometric and isokinetic PT values also showed significant increases ($p < 0.05$) for the ULG and BLG in both test conditions, but not for the CG ($p > 0.05$). Moreover, these variables in both training groups, were significantly higher ($p < 0.05$) in the UL test condition. The ULG and BLG showed significant increases ($p < 0.05$) in the muscle thickness, whereas the CG showed a significant reduction ($p < 0.05$). In relation to muscle activation obtained in isometric strength test, all three groups showed significant increases ($p < 0.05$) in the activation in UL and BL test conditions. For the muscle activation collected during isokinetic strength test, all groups showed

a significant increases in activation ($p < 0.05$) for both test conditions, except the GC in the UL test condition, which showed a significant decrease ($p < 0.05$). Neither group showed significant changes ($p > 0.05$) in the BI_{PT} values at post training. In relation to BI_{RM} values, only the GUL changed the values significantly ($p < 0.05$) at post training, leading to a negative direction. Furthermore, only the CG changed significantly ($p < 0.05$) the BI_{EMG} values, the subjects had DB at pre training period, but not at post training period. The GUL used training loads significantly higher ($p < 0.05$) than GBL only during at fourth mesocycle training. The results of this study show that both forms of performing strength training, UL and BL, are effective similarly for increases in strength, muscle thickness and muscle activation in knee extensors muscles.

Key-words: bilateral deficit, exercise selection, muscle hypertrophy, surface electromyography, strength exercises.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 Objetivos.....	21
1.1.1 Objetivo geral	21
1.1.2 Objetivos específicos.....	21
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1 Treinamento de força.....	21
2.1.1 Variáveis agudas do treino de força	22
2.2 Adaptações neuromusculares do treinamento de força	27
2.2.1 Adaptações neurais	28
2.2.2 Adaptações morfológicas	30
2.3 Déficit bilateral	32
2.4 Mecanismos do déficit bilateral.....	35
2.4.1 Limitação neural	36
2.4.2 Co-ativação antagonista.....	37
2.4.3 Redução da ativação de unidades motoras de alto limiar	39
2.5 Treino de força e o déficit bilateral.....	42
2.5.1 Adaptações neurais	42
2.5.2 Adaptações morfológicas	45
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	46
3.1 Problema da pesquisa	46
3.2 Método	46
3.3 População.....	47
3.4 Amostra.....	47
3.4.1 Critérios de inclusão	48
3.4.2 Critérios de exclusão.....	48
3.5 Definição operacional das variáveis	49
3.5.1 Variáveis de caracterização.....	49
3.5.2 Variáveis independentes	49
3.5.3 Variáveis dependentes	50
3.6 Equipamentos	51
3.6.1 Equipamentos para avaliação antropométrica.....	51
3.6.2 Equipamentos para testes de força e treinamento	52
3.6.3 Equipamentos para a coleta do sinal eletromiográfico:	53

3.6.4 Equipamentos para mensurar a EM	54
3.7 Protocolos de Avaliação.....	55
3.7.1 Desenho experimental do estudo	55
3.7.2 Testes realizados anteriormente ao período de treinamento	55
3.7.3 Testes realizados pós período de treinamento	56
3.8 Processos metodológicos	58
3.8.1 Avaliação antropométrica	58
3.8.2 Teste de 1RM	58
3.8.3 Teste de repetições máximas (RMs)	61
3.8.4 Testes de força no dinamômetro isocinético	62
3.8.5 Teste isocinético concêntrico máximo	64
3.8.6 Teste isométrico máximo (CIVM).....	65
3.8.7 Coleta da ativação muscular	66
3.8.8 Tratamento dos sinais eletromiográficos	68
3.8.9 Avaliação da espessura muscular	70
3.8.10 Cargas de treino	71
3.9 Treinamento.....	71
3.9.1 Exercícios	72
3.9.2 Intensidade	73
3.9.3 Programa de treinamento.....	73
3.10 Análise estatística	74
4 RESULTADOS	75
4.1 Caracterização da amostra	75
4.2 Uma repetição máxima (1RM)	76
4.3 Pico de torque (PT) isométrico	77
4.4 Pico de torque (PT) isocinético concêntrico	79
4.5 Ativação muscular	80
4.6 Espessura muscular	81
4.7 Índice bilateral de força	82
4.8 Índice bilateral de ativação muscular.....	84
4.9 Cargas de treino.....	93
5 DISCUSSÃO	94
6 CONCLUSÕES	103
REFERÊNCIAS.....	104

ANEXOS 118
Anexo 1 118
Anexo 2 119

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Suporte metálico para delimitar a amplitude de movimento.	52
Figura 2. Haste de ferro para realização da condição bilateral no dinamômetro isocinético.	53
Figura 3. Condição de teste UL, esquerda e direita, no teste de 1RM.	60
Figura 4. Condição de teste BL, no teste de 1RM.	61
Figura 5. Condição de teste UL, esquerda e direita, no dinamômetro isocinético.	63
Figura 6. Condição de teste BL, no dinamômetro isocinético.	64
Figura 7. Posicionamento dos eletrodos.	68
Figura 8. Exemplo de recorte do sinal eletromiográfico obtido no teste de força isométrico.	68
Figura 9. Exemplo de recorte do sinal eletromiográfico obtido no teste de força isocinético.	69
Figura 10. Exemplo de imagem obtida por ultrassonografia.	71
Figura 11. Valores individuais de índice bilateral calculado com os valores de 1RM (IB_{RM}) dos sujeitos nos momentos pré e pós. A= Valores do GBL; B=Valores do GUL; C=Valores do GC.	90
Figura 12. Valores individuais de índice bilateral calculado com os valores de pico de torque isométrico (IB_{PT}) dos sujeitos nos momentos pré e pós. A= valores do GBL; B=valores do GUL; C=valores do GC.	91

Figura 13. Valores individuais de índice bilateral de ativação muscular (IB_{EMG}) dos sujeitos nos momentos pré e pós. A= valores do GBL; B=valores do GUL; C=valores do GC. 92

Figura 14. Valores em média \pm DP das cargas de treino do grupo unilateral (GUL) e do grupo bilateral (GBL), em cada mesociclo. *Diferença significativa entre os grupos no mesociclo ($p < 0,05$). □ Diferença significativa em relação aos mesociclos anteriores ($p < 0,05$). 93

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Desenho experimental do estudo.	57
Quadro 2. Fatores de correção propostos por Lombardi (1989).	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Organização do programa de treino.	73
Tabela 2. Dados de caracterização da amostra em média \pm DP.	76
Tabela 3. Valores em média \pm DP de 1RM de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).	77
Tabela 4. Valores em média \pm DP de PT isométrico de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).	78
Tabela 5. Valores em média \pm DP de PT isocinético de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).	80
Tabela 6. Valores em média \pm DP de ativação muscular durante teste de força isométrico de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).	81
Tabela 7. Valores em Média \pm DP de ativação muscular durante teste de força isocinético de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).	81
Tabela 8. Valores em média \pm DP da EM dos extensores do joelho (média dos membros direito e esquerdo) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós.	82
Tabela 9. Valores em média \pm DP de índice bilateral calculado com os valores de 1RM (IB_{RM}) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós.	83

Tabela 10. Valores de média \pm DP de índice bilateral calculado com os valores de PT isométrico (IB_{PT}) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós.
..... 84

Tabela 11. Valores em média \pm DP de índice bilateral com os valores de ativação muscular (IB_{EMG}) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os valores pré e pós.
..... 85

LISTA DE SIGLAS

UL	Unilateral
BL	Bilateral
DB	Déficit bilateral
1RM	Uma repetição máxima
RMs	Repetições máximas
EMG	Eletromiografia
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
RF	Reto Femoral
VL	Vasto lateral
VM	Vasto medial
VI	Vasto intermédio
GUL	Grupo unilateral
GBL	Grupo bilateral
GC	Grupo controle
PT	Pico de torque
RMS	<i>Root mean square</i> (Raiz quadrada da média)
IB	Índice bilateral
IB _{RM}	Índice bilateral calculado com os valores de 1RM
IB _{PT}	Índice bilateral calculado com os valores de PT isométrico
IB _{EMG}	Índice bilateral de ativação muscular
EM	Espessura muscular
EM _{QUA}	Somatório da EM dos músculos do quadríceps femoral (VL+VI+RF+VM)
EM _M	Média da EM _{QUA} (VL+VI+RF+VM) dos membros direito e esquerdo.
Bpm	Batimentos por minutos
Min	Minuto
s	Segundo
Nm	Newton-metro
kg	Quilograma
μV	Microvolts

1 INTRODUÇÃO

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. As variáveis do treino de força (seleção dos exercícios, ordem dos exercícios, número de séries, períodos de recuperação e intensidade), descritas por Kraemer (1983) e posteriormente corroboradas por outros autores, devem ser manipuladas para prescrição do treinamento, causando adaptações fisiológicas específicas dependentes do objetivo do indivíduo (BAECHLE & GROVES, 2000; FRY, 2004; KRAEMER & RATAMESS, 2004; FLECK & KRAEMER, 2006; BAECHLE & EARLE, 2008).

Dentre as variáveis, a escolha dos exercícios é uma das mais importantes no momento da prescrição do treinamento, visto que o requerimento neural varia entre os exercícios (BARNETT *et al.*, 1995; WRIGHT *et al.*, 1999; ESCAMILLA, 2001). Em relação à lateralidade, 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 diferença na carga máxima utilizada entre exercícios executados de forma unilateral (UL) ou bilateral (BL) (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT *et al.*, 1984; SCHANTZ *et al.*, 1989; ODA & MORITANI, 1996; OWINGS & GRABINER, 1998a; TANIGUCHI, 1998; KURUGANTI & MURPHY, 2008), sendo que a soma da carga máxima, de ambos os membros, na contração UL se mostrou superior à carga máxima realizada em contração BL. Esse fenômeno é denominado déficit bilateral (DB) e parece ocorrer em diferentes faixas etárias (OWINGS & GRABINER, 1998a; KURUGANTI & SEAMAN, 2006) e grupos musculares (OHTSUKI 1983; HOWARD & ENOKA, 1991; KURUGANTI & MURPHY, 2008), mas se mostra dependente do nível de condicionamento dos indivíduos (HOWARD & ENOKA, 1991).

Os mecanismos mais referidos na literatura para explicar o fenômeno DB são relacionados à ativação diferenciada dos hemisférios cerebrais nas duas condições (UL e BL). Segundo Owings & Grabiner (1998a), a redução do desempenho muscular durante movimentos bilaterais (membros sincronizados) parece estar associada ao menor nível de ativação dos hemisférios cerebrais nestas condições.

Além disso, outras hipóteses como inibição recíproca (OHTSUKI, 1983) co-ativação antagonista (KURUGANTI *et al.*, 2011) e a reduzida ativação de fibras tipo II durante a contração bilateral (KURUGANTI *et al.*, 2010) são especuladas na literatura.

Quanto aos efeitos do treino realizado de forma UL e BL ao longo do treinamento, existem evidências de que ambos os tipos de treino aumentam a capacidade de produção de força, sendo que os ganhos são maiores na condição que o treinamento foi realizado (HÄKKINEN *et al.*, 1996). Contudo, maiores incrementos poderiam ser esperados em resposta ao treino UL, já que essa condição de treino permite a utilização de cargas mais pesadas (JANZEN *et al.*, 2006). Além disso, parece que os exercícios realizados de forma BL diminuem o bloqueio do córtex cerebral, causando a redução do DB, diferentemente dos exercícios executados de forma UL que tendem a aumentar essa diferença, pois estimulam apenas um dos hemisférios cerebrais de cada vez (TANIGUCHI, 1997; KURUGANTI *et al.*, 2005; JANZEN *et al.*, 2006). No entanto, falta respaldo científico que demonstre o efeito crônico desses dois tipos de execução nas adaptações neuromusculares, principalmente morfológicas.

Relativo à aplicação prática desses dois tipos de treino, no caso de atletas que utilizam mais um dos membros em relação ao outro, o treinamento UL possivelmente maximiza seu desempenho. Enquanto para atletas que executam ações bilaterais mais constantemente, talvez não seja interessante um aumento do DB. Da mesma forma sujeitos que visam otimizar os resultados do treinamento de força, podem se beneficiar com o treino UL, já que esse maximiza a produção de força em cada membro. Entretanto, conforme citado anteriormente são poucas as evidências encontradas na literatura que justifiquem a utilização correta de cada um desses tipos de treino, de forma que a execução UL ou BL tem sido utilizada apenas como um método de variação de estímulo.

Assim, por meio dos resultados do presente estudo, poderemos compreender melhor as implicações do treino de força realizado de forma UL e BL, se existem reais diferenças em seus efeitos e de que forma influenciam as adaptações neurais e morfológicas. Com isso, os dados terão aplicabilidade prática no momento de prescrever um programa de treinamento para determinado indivíduo, levando em consideração alterações estéticas, de desempenho esportivo, ou mesmo de reabilitação, dependendo da sua intenção.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Comparar o efeito do treinamento de força realizado de forma unilateral e bilateral nos parâmetros neural (ativação muscular) e morfológico (espessura muscular) dos músculos extensores do joelho.

1.1.2 Objetivos específicos

Comparar o efeito do treinamento de força, executado de forma unilateral e bilateral:

- Na força máxima dos músculos extensores de joelho nos testes de uma repetição máxima, isométrico e isocinético concêntrico;
- Na espessura muscular dos músculos extensores do joelho;
- Na ativação muscular dos músculos extensores do joelho obtida nos testes de força máxima, isométrico e isocinético concêntrico;
- No índice bilateral para ambos, força máxima e ativação muscular;
- Na carga de treino utilizada por ambos os grupos durante o treinamento.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Treinamento de força

A força muscular máxima refere-se à quantidade máxima de tensão que um músculo ou grupo muscular pode gerar em um padrão específico de movimento e em uma velocidade determinada (KNUTTGEN & KRAEMER, 1987). O treinamento de força é uma das práticas de atividade física mais utilizadas e tem se tornado cada vez mais popular nas últimas décadas. Atualmente se tem um melhor entendimento dos benefícios do treino de força, de modo que esse tem sido recomendado por organizações nacionais de saúde, para diferentes populações, incluindo adolescentes e idosos, adultos saudáveis e populações especiais, como indivíduos com problemas cardiovasculares e neuromusculares (ACSM, 2009).

A exposição crônica a esse tipo de treinamento produz aumento na força muscular e esses incrementos são atribuídos a um conjunto de adaptações neuromusculares (FOLLAND & WILLIAMS, 2007), sendo que o termo neuromuscular abrange as adaptações neurais e morfológicas. Entretanto, para que essas adaptações ocorram, é preciso uma elaboração correta de um programa de treinamento. O planejamento de um programa de treinamento de força é um complexo processo incorporando diferentes variáveis agudas que devem ser manipuladas conforme a progressão do treinamento e de acordo com os objetivos de cada indivíduo.

2.1.1 Variáveis agudas do treino de força

Kramer (1983) determinou as cinco variáveis do treinamento de força, que posteriormente foram corroboradas por outros autores (BAECHLE & GROVES, 2000; FRY, 2004; KRAEMER & RATAMESS, 2004; FLECK & KRAEMER, 2006; BAECHLE & EARLE, 2008), e são amplamente utilizadas para a prescrição do treinamento.

2.1.1.1 Seleção dos exercícios

A seleção dos exercícios para compor o programa de treino é importante e específica de acordo com a musculatura que deseja ser trabalhada. A demanda

neural varia entre exercícios (BARNETT *et al.*, 1995; WRIGHT *et al.*, 1999; ESCAMILLA, 2001) e por isso, a escolha dos exercícios mais adequados pode otimizar os ganhos com o treinamento de força.

Os exercícios selecionados para compor um programa de treino podem diferir com relação ao número de articulações envolvidas (monoarticulares ou multiarticulares) e conseqüentemente o número de grupos musculares envolvidos no movimento (KRAEMER & RATAMESS, 2004). Os exercícios multiarticulares requerem respostas neurais mais complexas e parecem mais efetivos para o aumento da força muscular, pois permitem o levantamento de cargas mais pesadas (CHILIBECK *et al.*, 1998). No entanto, esses exercícios, por necessitarem de um tempo mais prolongado de adaptação neural, mostram um atraso na hipertrofia muscular em relação aos exercícios monoarticulares (RUTHERFORD & JONES, 1986; CHILIBECK *et al.*, 1998). Já os exercícios mono-articulares (que recrutam grupos musculares menores) necessitam períodos de adaptação mais curtos e podem também ser chamados de complementares (KRAEMER & RATANESS, 2004). Os complementares muitas vezes são utilizados em programas de reabilitação, uma vez que isolam uma musculatura específica. Os dois tipos de exercícios são efetivos para o aumento da força muscular e hipertrofia e é recomendado que ambos façam parte do programa de treinamento (ACSM, 2009).

Os exercícios também podem ser executados com pesos livres ou em máquinas. Os exercícios com peso livre exigem maior estabilidade, recrutando músculos estabilizadores para realizar o movimento, presumindo a necessidade de uma maior coordenação inter e intra muscular, resultando em maiores ativações musculares (MCCAW & FRIDAY, 1994). Enquanto os exercícios em máquina permitem maior estabilidade e limitam as amplitudes de movimento.

Quanto à lateralidade, os exercícios podem ser realizados de forma UL ou BL (BOTTON & PINTO, 2012). O uso das duas formas de execução no treinamento causa incrementos de força, mas falta respaldo científico que demonstre diferentes magnitudes nas adaptações crônicas.

2.1.1.2 Ordem dos exercícios

A ordem dos exercícios pode variar entre programas de treino dependendo do

objetivo do indivíduo. Se o objetivo é maximizar o estímulo muscular para um determinado grupo muscular, os exercícios para esse grupo devem ser realizados primeiramente na sessão de treino (SFORZO & TOUEY, 1996; GENTIL *et al.*, 2007). Tradicionalmente, exercícios envolvendo uma grande massa muscular devem ser executados no início do treinamento, pois esses exercícios são mais intensos e requerem maior coordenação e dispêndio energético em relação aos exercícios que envolvem grupos musculares menores (SIMÃO *et al.*, 2005; ACSM, 2009)

Sforzo & Touey (1996) avaliaram duas ordens de execução dos exercícios durante uma sessão de treino e observaram que quando a extensão de cotovelo e o meio desenvolvimento (exercícios monoarticulares) precederam o exercício supino, a produção de força nesse exercício decresceu, devido à fadiga muscular acumulada. Entretanto, os autores mostraram que os músculos dos membros inferiores são menos afetados pela ordem, possivelmente por sua maior resistência a fadiga, já que são muito mais utilizados nas atividades de vida diária. Essa redução na força, devido à fadiga acumulada, gera, conseqüentemente, uma redução no número de repetições executadas. Spreuwenberg *et al.* (2006) encontraram uma redução no número de repetições quando o exercício agachamento foi realizado no final de uma sessão de treino envolvendo exercícios para todos os grupos musculares.

Desta forma, a ordem de execução dos exercícios e o número de grupos musculares treinados devem estar de acordo com os objetivos do treinamento, pois afetam a geração da força muscular e o volume de treinamento (KRAEMER & RATAMESS, 2004).

2.1.1.3 Número de séries

O volume de treino é crucial em produzir os estímulos necessários para causar adaptações neuromusculares específicas. O número de séries influencia diretamente o volume de treinamento, uma vez que faz parte da equação do volume total que é equivalente à multiplicação entre número de repetições, séries e carga durante a sessão de treino (carga x repetições x séries) (MARSHALL *et al.*, 2011). Segundo Kraemer & Ratamess (2004), programas com baixo volume são

aqueles constituídos por altas cargas, poucas repetições e moderado número de séries, característico de um treino de força máxima. Moderadas cargas e repetições, com séries múltiplas por exercícios são indicados para a hipertrofia muscular. Já o uso de cargas baixas, em séries múltiplas e muitas repetições são indicadas para os incrementos de resistência muscular.

Inúmeros estudos têm sido realizados com objetivo de comparar séries múltiplas e série única por exercício. Com sujeitos não treinados em força, os estudos não encontraram diferenças significativas nos ganhos de força entre série única e séries múltiplas durante os períodos iniciais de treinamento (WOLFE *et al.*, 2004; KIRK *et al.*, 2007; RADAELLI *et al.*, 2013). Mesmo para a hipertrofia muscular, estudos mostram que séries únicas e múltiplas promovem aumento similar na massa muscular (KIRK *et al.*, 2007; RONNESTAD *et al.*, 2007). Entretanto, estudos com indivíduos treinados em força têm mostrado programas constituídos de séries múltiplas como superiores em relação aos ganhos de força (KEMMLER *et al.*, 2004). Da mesma forma que em períodos mais longos de treinamento, as séries múltiplas se mostram mais adequadas para os incrementos nas adaptações morfológicas (GALVÃO & TAFFE, 2004).

Desta forma, pode se afirmar que durante um curto período de treinamento as séries únicas podem ser utilizadas para sujeitos não treinados, posteriormente, ao longo do treinamento, o volume e a intensidade do treino devem ser manipulados, geralmente aumentados, pois existe a necessidade de variação do volume de treino (WOLFE *et al.*, 2004).

2.1.1.4 Períodos de recuperação entre os exercícios

O período de recuperação entre as séries pode afetar as respostas metabólicas, o desempenho nas séries subsequentes, assim como as adaptações crônicas do treino de força (ACSM, 2009). O tempo de intervalo de recuperação entre as séries depende da intensidade do treino, do sistema alvo de energia utilizado e da ênfase do treinamento, seja na potência muscular, na força máxima, na hipertrofia ou na resistência muscular localizada (KRAEMER & RATAMESS, 2004).

A produção de força e a potência muscular podem, agudamente, ser

comprometidas com curtos períodos de intervalo (30 segundos a 1 minuto), pois o treino de força e potência estressam predominantemente o sistema ATP-CP (fosfocreatina). Dessa forma, intervalos curtos não são suficientes para que ocorra a recuperação desse sistema (PINCIVERO *et al.*, 1998). Por outro lado, breves períodos de descanso, juntamente com moderada a alta intensidade e volume têm provocado maior resposta hormonal anabolizante, sendo interessante para a hipertrofia muscular (KRAEMER e RATAMESS, 2004).

Ainda, os períodos de recuperação podem influenciar os ganhos de força a longo prazo, sendo que longos períodos de intervalo (> 3 minutos) parecem ser benéficos para maiores ganhos de força (PINCIVERO *et al.*, 1998). Robinson *et al.* (1995), em um estudo que comparou os ganhos de força pós cinco semanas de treino, entre três grupos que tiveram entre as séries intervalos de recuperação diferentes, mostraram que o grupo que recebeu intervalo de três minutos obteve maiores incrementos de força com relação aos grupos que tiveram intervalos de 90 e 30 segundos.

Quanto ao número de repetições realizadas por série, maiores tempos de intervalo permitem que um maior número de repetições seja realizado (WILLARDSON & BURKETT, 2005; MIRANDA *et al.*, 2007). A fadiga cumulativa causa uma redução no número de repetições realizadas em uma série e conseqüentemente causa redução no volume de treino, especialmente com um ou dois minutos de intervalo comparado à cinco minutos (WILLARDSON & BURKETT, 2005).

O tempo de intervalo deve estar de acordo com os objetivos do treino e com a rota metabólica predominantemente utilizada, visto que pode diminuir a produção de força e alterar o volume de treinamento.

2.1.1.5 Intensidade

A intensidade é provavelmente a variável mais importante do treino de força e remete a carga utilizada no treino (BIRD *et al.*, 2005). A progressão das cargas é fundamental para que ocorram as adaptações em resposta ao treinamento, uma vez que o músculo precisa ser estimulado para gerar adaptações. A carga de treino pode ser determinada por uma faixa de repetições máximas (RMs) (na qual o

sujeito treina realizando repetições máximas dentro de uma faixa determinada; ex: 8-12 RMs) ou pelo percentual de uma repetição máxima (1RM) (BAECHLE & EARLE, 2008). As repetições se relacionam de forma inversa a carga deslocada, assim um maior número de repetições é realizado com cargas baixas e vice-versa. Segundo a meta-análise de Rhea *et al.* (2003), utilizando 140 estudos, as cargas de 60% da 1RM são adequadas para o incremento de força em indivíduos sedentários. Enquanto que com atletas são necessárias faixas de 75-80% de 1RM para promover ganhos significativos na força máxima. Sendo assim, sujeitos destreinados incrementam a força com cargas mais baixas que sujeitos treinados em força.

A periodização com cargas variáveis é necessária, pois parece proporcionar maximização dos ganhos de força, uma vez que, a intensidade precisa ser prescrita acima de um limiar (baseado em um número de repetições alvo) para progressão em populações que já possuem experiência (KRAEMER & RATAMESS, 2004).

2.2 Adaptações neuromusculares do treinamento de força

A partir da manipulação das variáveis anteriormente descritas e de acordo com os objetivos do indivíduo serão geradas as adaptações neuromusculares. O tecido musculoesquelético e o sistema nervoso são capazes de se adaptar à demanda, quando o recrutamento exigido é acima do normal. O treinamento de força gera esses estímulos implicando em dois tipos de adaptações: as neurais e as morfológicas. Assim, o aumento de força observado após um treinamento pode ser resultado de alterações no sistema nervoso ou nos músculos. Os rápidos incrementos iniciais da força devido ao treinamento parecem ser mediados em grande parte por fatores neurais (SALE, 1992; HÄKKINEN *et al.*, 1998), principalmente em indivíduos destreinados, os quais sofrem mudanças na coordenação e aprendizado, facilitando o recrutamento e ativação dos músculos envolvidos nos exercícios de força (FOLLAND & WILLIAMS, 2007).

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 morfológicas, caracterizadas por uma hipertrofia das fibras musculares.

2.2.1 Adaptações neurais

Os aumentos na força que ocorrem nas primeiras semanas de treino precedem os aumentos de massa muscular (FOLLAND & WILLIAMS, 2007). Esses aumentos iniciais de força são fortemente decorrentes de adaptações neurais (HÄKKINEN *et al.*, 1998, NARICI *et al.*, 1996). 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). O segundo representa a magnitude total de aumento na força, que poderia ser parcialmente explicado pela hipertrofia. O terceiro é caracterizado pelo efeito cruzado do treinamento em que um aumento de força no membro ativo repercute no membro contralateral não treinado (KOMI, 2006).

Os ganhos de força a partir das adaptações neurais estão relacionados a uma série de processos. Entre esses estão o aumento da ativação dos músculos agonistas, o aumento da sincronização da taxa de disparo das unidades motoras, a diminuição da co-ativação da musculatura antagonista, diminuição dos mecanismos reflexos protetores, aumento coordenativo dos músculos envolvidos no exercício, bem como das unidades motoras desses músculos ativadas (AAGARD, 2003; FOLLAND & WILLIAMS, 2007). Dentre esses processos, o principal é provavelmente o incremento da ativação dos músculos agonistas trabalhados.

A sobrecarga empregada pelo treinamento exige que os músculos recrutem mais unidades motoras para produzir força. Para que esse aumento no recrutamento ocorra, o músculo utiliza estratégias, como o aumento da frequência de disparo das unidades motoras e o aumento da sincronização desses disparos (AAGARD, 2003; KAMEN & KNIGHT, 2004; GABRIEL *et al.*, 2006; FLING *et al.*, 2009).

A frequência de disparos consiste no número de potenciais de ação que o motoneurônio alfa de uma unidade motora envia para as fibras que ele inerva.

Com o treinamento crônico ocorre um aumento no número de pulsos enviados. Assim como, com o treinamento, as unidades motoras passam a disparar de forma mais sincronizada (GABRIEL *et al.*, 2006). Fling *et al.* (2009), a partir de uma comparação da sincronização das unidades motoras, durante teste de força isométrica máxima, nos músculos bíceps braquial e no primeiro dorsal interósseo, em indivíduos treinados e destreinados, mostraram que sujeitos treinados em força possuem uma maior sincronização da taxa de disparo.

O treinamento, ainda, pode aumentar a coordenação inter e intra muscular. Dentro de um grupo muscular, antes do treinamento, um determinado músculo pode não ser recrutado de forma eficiente, e com o treinamento ele passa a ser mais ativado (FOLLAND & WILLIAMS, 2007; GABRIEL *et al.*, 2006). Com isso há um aumento da coordenação entre os músculos do mesmo grupo, que passam a contribuir de forma mais similar para a produção de força máxima.

Outro fator que contribui para o aumento da ativação agonista com o treinamento é a diminuição da co-ativação antagonista. Visto que, a co-ativação antagonista tem por objetivo estabilizar a articulação durante o movimento, acaba influenciando a força que pode ser produzida pelos agonistas. A redução causada pelo treinamento na co-ativação permite que mais força seja realizada pelos agonistas do movimento, aumentando ativação dessa musculatura (CAROLAN & CAFARELLI, 1992; KELLIS, 1998)

Todos esses processos citados anteriormente contribuem para o aumento da ativação muscular resultante do treinamento, que pode ser mensurado pelo método eletromiográfico. A eletromiografia (EMG) de superfície é uma técnica que compreende a mensuração da soma dos sinais elétricos originados de unidades motoras ativas que são detectados por eletrodos posicionados na pele sobrejacente ao músculo (FARINA *et al.*, 2004). A representação gráfica da ativação muscular 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, chamado potencial de ação (CORREIA & MIL-HOMENS, 2004).

Quando o treinamento promove um aumento na quantificação do sinal eletromiográfico durante uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM), entende-se que houve um aumento na ativação das unidades motoras, consistindo

na combinação entre o aumento no recrutamento das unidades motoras e um aumento na frequência de disparos (KOMI, 2006). Desta forma, um aumento na amplitude do sinal eletromiográfico, observado depois do treinamento de força, poderia indicar mudanças no recrutamento das unidades motoras, da taxa de disparo, e da sincronização dos potenciais de ação (AAGARD, 2003). Entretanto, nem todos os estudos demonstram elevação na atividade eletromiográfica pós treinamento, o que pode ser justificado pelas mudanças que ocorrem na arquitetura muscular, no tecido adiposo ou por limitações do próprio método (AAGARD, 2003; FOLLAND & WILLIAMS, 2007).

2.2.2 Adaptações morfológicas

Uma das fundamentais adaptações do treino de força é o aumento da massa muscular que caracteriza a hipertrofia muscular. Em teoria, esse aumento pode ocorrer como resultado de um aumento na área de secção transversa da fibra muscular, um aumento no número de fibras ou pelo aumento da quantidade de tecido conectivo no músculo (BIRD *et al.*, 2005).

A hiperplasia, que se caracteriza pelo aumento no número de fibras musculares, parece ocorrer em modelo animal (GONYEA *et al.*, 1986). Já a aplicação em humanos é controversa, uma vez que é difícil a realização desse tipo de medida.

Quanto ao tecido não contrátil, ele representa 13% do volume muscular total e esse tipo de tecido também sofre aumento com o treinamento de força. Entretanto, a quantidade relativa permanece a mesma, de forma que a contribuição para aumento no volume muscular total é mínima (FOLLAND & WILLIAMS, 2007).

Está bem estabelecido que o treino de força promove hipertrofia das fibras musculares, em resposta ao 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 (AAGARD *et al.*, 2001; BIRD *et al.*, 2005; FOLLAND & WILLIAM, 2007). Os filamentos de actina e miosina são adicionados à periferia de cada miofibrila aumentando seu tamanho (MACDOUGALL *et al.*, 1980 *apud*

FOLLAND & WILLIAMS, 2007). Conforme vai se dando esse aumento no tamanho da miofibrila, há uma mudança na conformação dos sarcômeros de modo que ocorre ruptura dos discos z e por consequência uma miofibrila acaba se dividindo em outra, aumentando o número de miofibrilas dentro das fibras (FOLLAND & WILLIAMS, 2007)

Essas alterações na área da fibra são dependentes de inúmeros fatores, como a capacidade de resposta do indivíduo ao treino, a condição física do indivíduo pré treinamento e a nutrição, bem como a intensidade e duração do programa (KOMI, 2006).

A adição de sarcômeros em paralelo tem relação direta com o aumento de força. Quanto mais material contrátil se tem em paralelo, maior o número de pontes cruzadas e, conseqüentemente, maior é a capacidade do músculo de produzir força. Desta forma, os aumentos de massa muscular geram aumentos na produção de força, uma vez que a capacidade de um músculo gerar força é proporcional à sua área de secção transversa fisiológica (AAGARD *et al.*, 2001).

As fibras musculares hipertrofiam de forma seletiva, sendo que as fibras do tipo II são preferencialmente hipertrofiadas, já que estas são as mais utilizadas durante o treinamento de força e apresentam uma grande plasticidade em relação às fibras do tipo I (FOLLAND & WILLIAMS, 2007). A hipertrofia também se mostra seletiva ao longo do comprimento de um músculo, mostrando que uma porção pode ter maiores ganhos em relação às demais (NARICI *et al.*, 1989; HOUSH *et al.*, 1992). Da mesma forma, dentro de um mesmo grupo muscular, os músculos podem apresentar diferentes taxas hipertróficas (NARICI *et al.*, 1989; HOUSH *et al.*, 1992). Housh *et al.* (1992) mostraram aumentos de 23,2% na área de secção transversa do músculo reto femoral (RF) e de 7,5% para o vasto lateral (VL).

Esse aumento no tamanho das fibras musculares, e conseqüente aumento do músculo, implica em mudanças na arquitetura muscular, ou seja, na forma como as fibras estão arranjadas em relação a linha de ação da força. Ao longo do tempo o treinamento promove hipertrofia muscular (ABE *et al.*, 2000; DEFREITAS *et al.*, 2011) e gera aumentos no ângulo de penação do músculo, devido ao aumento do número de sarcômeros em paralelo (AAGARD *et al.*, 2001).

Os incrementos de força devem ser proporcionais aos ganhos de massa muscular. Entretanto, nem todos os estudos encontram aumento na força acompanhado de hipertrofia muscular, uma vez que nas fases iniciais (seis a oito

semanas) do treinamento os ganhos são principalmente neurais e com isso estudos que compreendem um tempo curto de treinamento podem não observar um aumento significativo da massa muscular (FOLLAND & WILLIAMS, 2007). Atualmente estudos vêm encontrando hipertrofia muscular antes do que tinha sido relatado previamente (SEYNNES *et al.*, 2007; ABE *et al.*, 2000). Há possibilidade do método utilizado para mensuração influenciar na sensibilidade em visualizar as adaptações morfológicas em períodos iniciais. Seynnes *et al.* (2007) mostraram 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, mas os métodos de avaliação utilizados muitas vezes não são sensíveis o suficiente a pequenas mudanças no tecido musculoesquelético

2.3 Déficit bilateral

Estudos prévios, desde 1961 (HENRY & SMITH), vêm demonstrando diferenças entre a produção de força máxima durante ações bilaterais quando comparadas às ações unilaterais, nas quais o somatório da produção de força dos membros contralaterais é superior à força produzida bilateralmente (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT *et al.*, 1984; SCHANTZ *et al.*, 1989; ODA & MORITANI, 1994; OWINGS & GRABINER, 1998a; KURUNGATI & MURPHY, 2008). Segundo Owings & Grabiner (1998a), essa diferença, chamada de déficit bilateral, é um fenômeno decorrente da redução do desempenho muscular durante movimentos bilaterais (membros sincronizados). As causas dessa redução de desempenho muscular ainda não são bem conhecidas, mas algumas hipóteses vêm sendo consideradas nos estudos, como a limitação neural, a co-ativação antagonista e reduzida ativação de fibras do tipo II da musculatura agonista (VANDERVOORT *et al.*, 1984; ODA & MORITANI, 1996; JAKOBI & CHILIBECK, 2001).

Estudos que investigam o DB têm como um dos interesses verificar diferenças na produção de força entre a execução BL e a soma da força de cada membro em execução UL. Essa diferença entre os dois modos de execução pode ser verificada pela equação de índice bilateral (IB) proposta por Howard & Enoka (1991) e utilizada em outros estudos (JAKOBI & CAFARELLI, 1998; OWINGS &

GRABINER, 1998a; KURUGANTI & SEAMAN, 2006):

$$IB(\%) = [100 \times (\text{força BL} / \text{força UL}_{\text{direita}} + \text{força UL}_{\text{esquerda}})] - 100$$

Na qual são inseridos os valores da força produzida em condição BL (*força BL*) e a soma do valor da força de cada membro na condição UL (*força UL_{direita} + força UL_{esquerda}*). Valores negativos estão associados a maiores valores na soma UL e caracterizam um DB, sendo normalmente encontrados na literatura valores de -6% a -25% (KOH *et al.*, 1993; OHTSUKI, 1983). Maiores valores em contração BL resultam em valores positivos e caracterizam uma facilitação bilateral.

Os menores valores de força em condição BL já foram observados em diferentes grupos musculares, como os flexores e extensores do cotovelo, os adutores do polegar e os flexores e extensores do joelho (OHTSUKI, 1983; OWINGS & GRABINER, 1998a; HERNANDEZ *et al.*, 2003; KURUGANTI & SEAMAN, 2006; KURUGANTI & MURPHY, 2008; PINTO *et al.*, 2012). Contudo, o DB ocorre apenas em musculaturas e membros homólogos. Músculos não homólogos quando ativados simultaneamente, como flexores e extensores de cotovelo, ou músculos de membros não homólogos, como flexores de cotovelo e extensores do joelho, não demonstram diferenças na produção de força entre a condição UL e BL (OHTSUKI, 1983; HOWARD & ENOKA, 1991).

Em relação à idade, sujeitos de faixas de idade distintas têm se mostrado suscetíveis ao DB. Esse fenômeno tem sido observado desde adolescentes e adultos até sujeitos de meia idade e idosos, mas para uma mesma faixa etária, muitas vezes, se mostram contraditórios. Owings & Grabiner (1998a) hipotetizaram que devido à redução da ativação de fibras do tipo II com o processo de envelhecimento, homens idosos teriam menor chance de possuir DB. Contudo, os resultados do estudo anteriormente citado foram de encontro à hipótese principal, apontando um DB de seis a 12% para a extensão de joelhos. Em estudo semelhante, Häkkinen *et al.* (1996), não encontraram diferenças entre os valores de força UL e BL, também na extensão de joelhos, de homens e mulheres de meia idade e idosos.

Ainda, poucos são os estudos realizados com adolescentes e é desconhecido o comportamento do DB em crianças. Kuruganti & Seaman (2006) encontram déficit em adolescentes, durante a extensão de joelhos isocinética

(45°/s) e os valores, comparados aos de idosos e adultos, não mostraram diferença significativa, contrariando o que seria esperado em resposta ao diferente recrutamento de fibras entre as faixas etárias.

No caso de sujeitos já familiarizados e praticantes do treinamento de força, principalmente de forma BL, essa diferença entre movimentos unilaterais e bilaterais não se torna tão evidente. Howard & Enoka (1991) realizaram estudo comparando sujeitos destreinados, ciclistas e levantadores de peso. O grupo composto por ciclistas não apresentou DB, enquanto o grupo de sujeitos destreinados apresentou um DB significativo. Os levantadores de peso deslocaram cargas mais elevadas no teste bilateral do que a soma das cargas do teste realizado unilateralmente, caracterizando uma facilitação bilateral. Esses resultados reforçam a ideia de que exercícios bilaterais reduzem o déficit, pois levantadores de peso utilizam movimentos bilaterais em suas práticas e não apresentaram tal fenômeno. Já os sujeitos que não praticam treino de força são mais suscetíveis à presença do DB, pois não sofrem influência do treinamento e utilizam com frequência os membros alternadamente nas atividades da vida diária.

Schantz *et al.* (1989), compararam os valores de força na extensão de joelhos, executados de forma UL e BL, de homens e mulheres com diferentes condições físicas (destreinados, jogadores de vôlei, dançarinos e levantadores de peso). Os autores não encontraram DB na extensão de joelhos para nenhum dos grupos, independente dos grupos formados por sujeitos treinados realizarem extensão de joelho BL regularmente. Esses são os dois únicos estudos encontrados comparando indivíduos de diferentes condições físicas e mostram resultados contraditórios. Apesar de Schantz *et al.* (1989) terem afirmado que o tipo específico de treino não influencia no DB é possível que os resultados do estudo sejam causados por erros metodológicos. O reduzido n amostral e também a falta de especificidade do teste podem ter afetado os resultados

Outros fatores também colaboram com a divergência de resultados como o tipo, a intensidade e a velocidade da contração. Segundo Jakobi & Chilibeck (2001), estudos que não encontraram o DB 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.

As contrações isométricas podem melhor ilustrar a presença do DB, pois minimizam fatores que podem influenciar negativamente o resultado, sobretudo

quando são avaliados os padrões neurais por EMG (JAKOBI & CHILIBECK, 2001). A qualidade e a estabilidade do sinal eletromiográfico em condições isométricas, decorrente principalmente do reduzido movimento dos eletrodos durante os testes, possibilita a avaliação mais adequada dos padrões neurais (DE LUCA, 1997). Entretanto, condições dinâmicas são mais utilizadas no treinamento de força e caracterizam melhor os movimentos realizados nas atividades da vida diária.

Embora em contrações isométricas haja um maior controle das variáveis acima referidas, existem variações entre as magnitudes de DB (relativo à força) reportadas na literatura, como por exemplo, para o movimento de extensão de joelhos. Howard & Enoka (1991) encontraram déficit de aproximadamente -7%, em sujeitos destreinados, mas não o encontraram em levantadores de peso e ciclistas. Schantz *et al.* (1989), não encontraram DB e, ao contrário, registraram facilitação bilateral de 4% em sujeitos treinados e destreinados em força. Koh *et al.* (1993), encontraram em sujeitos destreinados um DB de aproximadamente -17% a -24%. Enquanto Häkkinen *et al.* (1996), não encontraram DB em homens e mulheres de meia idade e idosos. Em outro estudo de Owings & Grabiner (1998a) os indivíduos idosos apresentaram um DB entre -6% e -12%.

Quanto aos estudos que realizaram testes dinâmicos, Owings & Grabiner (1998b) encontraram déficit em duas velocidades de teste isocinético, 30 e 150°/s, no movimento de extensão de joelhos. Exercícios multiarticulares, como o *leg press*, em condição dinâmica também possibilita maiores valores de força em condição UL em diferentes velocidades de execução (VANDERVOORT *et al.*, 1984; HAY *et al.*, 2006). Segundo Vandervoort *et al.* (1984), conforme o aumento da velocidade, menor é a força produzida bilateralmente e maior é o DB.

Com isso, é possível observar que mesmo que o fenômeno DB esteja bem demonstrado na literatura, existem divergências e lacunas em relação a algumas situações de teste.

2.4 Mecanismos do déficit bilateral

Os estudos que investigam o DB são parcialmente inconclusivos sobre os reais mecanismos causadores do fenômeno, uma vez que apontam diferentes justificativas e os resultados se mostram divergentes. As hipóteses principais para

justificar o DB são relacionadas a mecanismos neurais, como: a limitação neural, a co-ativação antagonista e a reduzida ativação de fibras do tipo II. Nessa revisão serão abordados os três mecanismos citados.

2.4.1 Limitação neural

Os mecanismos para a causa do DB ainda não são bem conhecidos. Uma inibição neural durante contrações máximas bilaterais é considerada uma das causas mais consistentes para explicar os menores valores de produção de força nesta condição em relação à condição UL (OWINGS & GRABINER, 1998a; OHTSUKI, 1983). No entanto, o caminho neural para essa inibição não é bem claro. Alguns estudos indicam uma origem supra espinal para a inibição, mas ao mesmo tempo, o DB pode estar relacionado a reflexos espinais, ou seja, inibição a nível da medula espinal.

Oda & Moritani (1996) encontraram, além da menor força em contração bilateral, um decréscimo na atividade cortical durante este tipo de contração, visualizada por meio de eletroencefalograma de 11 sujeitos destros na flexão de punho, demonstrando que a origem da inibição durante as contrações bilaterais está possivelmente no córtex motor.

Alternativamente, tem sido sugerido que o DB pode estar relacionado aos reflexos espinais inibitórios (OHTSUKI, 1983). Neste caso, estímulos sensoriais aferentes de um membro podem inibir os neurônios motores que controlam o membro contralateral no nível da coluna vertebral durante as contrações bilaterais (KHODIGUIAN *et al.*, 2003). Mesmo que os mecanismos reflexos não sejam os principais mecanismos causadores do DB, eles podem colaborar para que o mesmo ocorra.

A contração muscular que ocorre em um lado do corpo é controlada pelo hemisfério cerebral contralateral e os dois hemisférios cerebrais são conectados por fibras nervosas comissurais. Uma das possibilidades é que por meio da interação entre hemisférios, ocorra uma inibição mútua dos dois hemisférios cerebrais durante as contrações bilaterais, pois nesse tipo de movimento os dois hemisférios são requeridos simultaneamente. Desta forma, quando um dos hemisférios está em atividade ele diminui a ativação do hemisfério oposto,

causando uma redução da estimulação de unidades motoras e resultando em menor produção de força (VAN DIEËN *et al.*, 2003).

Com isso, a força e a ativação muscular, geralmente, variam na mesma proporção de queda durante a condição BL, na qual os menores valores de força produzidos podem ser justificados pelos menores valores encontrados no sinal eletromiográfico (OHTSUKI, 1983; VANDERVOORT *et al.*, 1984; KOH *et al.*, 1993; ODA & MORITANI, 1996; PINTO *et al.*, 2012). Contudo, alguns estudos não demonstram essa mesma proporção de queda entre força e ativação muscular, justificando que o sistema nervoso central seria capaz de ativar maximamente as unidades motoras durante a contração BL (SCHANTZ *et al.*, 1989; HOWARD & ENOKA, 1991; JAKOBI & CAFARELLI, 1998). Howard & Enoka (1991) encontraram valores de força 9,5% maiores na condição UL e valores de ativação muscular 1,2% maiores na condição BL. Os autores justificam que a quantificação do déficit é baseada em pequenas mudanças nos valores de força, que não seriam acompanhadas pela queda dos valores de ativação muscular, pois o método eletromiográfico não é suficientemente sensível a pequenas alterações na força.

Como pode ser visto, grande parte dos estudos suporta a ideia de que ocorre uma inibição neural durante contrações bilaterais. Possivelmente as diferenças metodológicas não permitam um consenso que esclareça qual a origem dessa inibição durante as contrações bilaterais. Além disso, a maior parte dos artigos não apresenta uma explicação clara e minuciosa dos processos que medeiam essa limitação, sendo interessante a continuidade das pesquisas que possam esclarecer esse mecanismo.

2.4.2 Co-ativação antagonista

A co-ativação (cocontração) é a simultânea ativação dos músculos agonistas e antagonistas do movimento durante a contração voluntária e está relacionado à estabilidade articular. Vários fatores afetam a presença e a magnitude da co-ativação antagonista, como a velocidade angular, a posição articular e o grupo muscular envolvido (KOMI, 2006). Significante co-ativação dos isquiotibiais tem sido demonstrada durante exercícios de cadeia cinética fechada para o quadríceps (GABRIEL *et al.*, 2006), pois durante a extensão de joelhos em um equipamento

isocinético as forças contráteis do quadríceps podem criar uma força de cisalhamento, anteriormente, da tíbia relativa ao fêmur especialmente quando altos níveis de força são gerados. Então, os antagonistas do movimento seriam ativados para conter essa força, provendo estabilidade para a articulação do joelho (AAGARD *et al.*, 2001).

Dentro dessas condições a co-ativação antagonista pode parecer contraprodutiva, particularmente em uma tarefa de força, pois o torque oposto desenvolvido pelos antagonistas diminui o torque na direção do movimento (KOMI, 2006). Esse efeito de reduzir a força do grupo agonista que está realizando determinada ação, em partes é causado pela inibição recíproca, a habilidade de ativar maximamente a musculatura agonista (FOLLAND & WILLIAMS, 2007). Sujeitos não treinados podem não ter capacidade de recrutar maximamente a musculatura do movimento e acabam recrutando outros músculos para suportar a carga. A co-ativação tende a diminuir com o treinamento influenciando na taxa de aumento da produção de força e potência muscular (CAROLAN & CAFARELLI, 1992; KELLIS, 1998). As técnicas para mensurar e normalizar a co-ativação variam muito entre estudos, fazendo com que a comparação se torne difícil.

Diferentes estudos levantaram a hipótese de que o déficit poderia ser explicado pela maior ativação da musculatura antagonista do movimento em condição BL, diminuindo a ativação da musculatura agonista do movimento e, conseqüentemente, reduzindo a produção de força nessa condição (KOH *et al.*, 1993; JAKOBI & CAFARELLI, 1998; OWINGS & GRABINER, 1998b; KURUGANTI *et al.* 2011; MATKOWSKI *et al.*, 2011). No entanto, poucos foram os estudos que realmente realizaram essa mensuração. Alguns trabalhos envolvendo a musculatura extensora do joelho (JAKOBI & CAFARELLI, 1998; OWINGS & GRABINER, 1998a; KURUGANTI & MURPHY, 2008) e flexora plantar (KAWAKAMI *et al.*, 1998), investigaram o nível de co-ativação e sua relação com o DB. Nenhum desses estudos observou diferença significativa na co-ativação entre as duas condições, UL e BL.

Estudo de Jakobi & Cafarelli (1998) relatou um aumento da ativação dos isquiotibiais, durante a extensão de joelho, linear ao incremento de carga das contrações (25, 50, 70, 100% em relação ao máximo). Os valores desse aumento na intensidade das contrações não mostraram diferença significativa da co-ativação antagonista nas condições UL e BL. Além disso, os autores também não

encontraram diferença na ativação da musculatura agonista do movimento entre as duas condições, UL e BL, não ocorrendo DB na situação em questão. Corroborando com os resultados dos estudos acima referidos, Koh *et al.* (1993) avaliaram a atividade eletromiográfica dos isquiotibiais e encontraram maior ativação da musculatura antagonista em condição UL, tanto quando a contração isométrica foi realizada em rampa ou o mais rápido possível. Apesar disso, os valores não apresentaram diferença significativa.

Em estudo recente, Kuruganti *et al.* (2011) afirmaram que a co-ativação dos antagonistas não é mecanismo causador do DB, visto que não houve diferença entre a atividade dos isquiotibiais durante extensão isométrica de joelhos nas duas condições. Mesmo assim, outros autores (MATKOWSKI *et al.*, 2011) que não realizaram essa medição acreditam que possa ser a co-ativação uma das causas do DB. Desta forma, é interessante que mais estudos verifiquem a influência da co-ativação antagonista, uma vez que quase todos os estudos foram realizados com a mesma ação muscular (extensão de joelhos) e sempre sob condição isométrica. Ainda, os estudos não mostram informações claras de como os valores de co-ativação foram obtidos.

2.4.3 Redução da ativação de unidades motoras de alto limiar

As unidades motoras são as unidades funcionais do sistema neuromuscular, consistindo em um motoneurônio alfa e as fibras que por ele são inervadas (KOMI, 2006). As fibras musculares se diferenciam por suas características morfológicas e fisiológicas, o que tem levado a diferentes sistemas de classificação baseados em uma variedade de critérios. O modo mais comum de classificar as fibras é por seu tempo de contração (fibras de contração rápida e fibras de contração lenta) (BAECHLE & EARLE, 2008). Embora as técnicas utilizadas para classificar fibras musculares possam identificar múltiplos tipos de fibras, comumente as fibras são denominadas como tipo I (de contração lenta), tipo IIa e tipo IIx (ambas de contração rápida) (BAECHLE & EARLE, 2008).

O reduzido recrutamento de unidades motoras de alto limiar vem sendo investigado na literatura como possível fator causador do DB (VANDERVOORT *et al.*, 1984; KURGANTI *et al.*, 2010). Estudos especulam que durante as contrações

bilaterais ocorre uma inibição no recrutamento de fibras do tipo II. Testes de fadiga ou comparação de diferentes velocidades angulares de teste são utilizados para a especulação dessa hipótese, sendo que a divergência entre resultados pode ser resultante do reduzido tamanho amostral ou mesmo da metodologia utilizada nos estudos.

Testes de fadiga sugerem a contribuição dos diferentes tipos de fibras musculares durante movimentos isométricos máximos contínuos, condição em que são observadas mudanças na média ou na mediana da frequência do sinal eletromiográfico (DE LUCA, 1997). Este comportamento de decréscimo na frequência do sinal está associado à velocidade de condução do potencial de ação na fibra muscular (GONZALES-IZAL *et al.*, 2012) que é geralmente correlacionada com as fibras musculares do tipo II (GIBSON *et al.*, 2001). Caso haja realmente uma redução na atividade das fibras do tipo II em condição BL, a força não deve ser tão afetada nessa condição, já que as fibras tipo I são principalmente recrutadas para resistir à fadiga muscular. Sendo assim, um menor decréscimo na queda da velocidade de condução do sinal elétrico da fibra muscular e consequentemente menor redução de mediana da frequência pode ser observado durante condições bilaterais por estas possuírem uma limitação na ativação das fibras tipo II.

Koh *et al.* (1993) realizaram contrações isométricas máximas de extensão de joelhos, 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 DB. A hipótese dos autores era de que a condição *step* seria mais suscetível ao déficit, já que nessa condição as fibras rápidas contribuem de forma mais significativa para que ocorra produção de força máxima o mais rápido possível.

Kuruganti *et al.* (2010) realizaram no sinal eletromiográfico coletado, durante teste de fadiga de 30 segundos de extensão de joelho, uma análise espectral, sendo que não encontraram diferenças na queda da média da frequência, esta iniciou e terminou semelhante para as condições UL e BL de extensão de joelhos. Os próprios autores assumem que o reduzido n amostral utilizado foi uma

limitação, além do que é possível que a utilização da média da frequência do sinal não tenha sido o melhor método para análise dos sinais.

Dado que o DB pode ser causado pela inabilidade de recrutar completamente unidades motoras de alto limiar durante um teste BL, o DB não deveria existir em intensidades submáximas de esforço, porque o uso de unidades motoras de alto limiar deve ser mínimo em baixas intensidades. Outra contradição é que se realmente esse é um dos mecanismos causadores do DB, sujeitos idosos deveriam apresentar menores valores de déficit em relação a sujeitos jovens, uma vez que com o envelhecimento ocorre atrofia das fibras de contração rápida. Entretanto, há observações de que o déficit existe tanto em intensidades máximas como em submáximas (HERNANDEZ *et al.*, 2003), contrariando a explicação de que o déficit seria resultado do reduzido recrutamento de fibras tipo II. Ainda, o DB tem sido encontrado em sujeitos idosos na mesma magnitude que em jovens (KURUGANTI & SEAMAN, 2006). Resultados de estudo de Hernandez *et al.* (2003) mostraram que o déficit não é diferente entre indivíduos idosos e adultos e ainda que o DB parece ser maior em condição submáxima (14-18%) do que em condição máxima (11%), no teste isométrico de flexão de cotovelo. Os autores sugerem que os sujeitos tiveram maior dificuldade de realizar as ações bilaterais em condição submáxima e que a explicação sobre a redução no recrutamento de unidades motoras de alto limiar não pode ser a principal causa para justificar o DB. Diferentemente do que se propõe sobre a redução na ativação de fibras do tipo II, Secher *et al.* (1978) sugeriram que a redução no recrutamento de fibras do tipo I foi o responsável pelo déficit encontrado no estudo. Os autores bloquearam parcialmente, através de uma ação química, a transmissão neuromuscular das unidades motoras lentas, observando redução na magnitude do DB para o exercício *leg press* de forma isométrica. Quando as unidades motoras rápidas foram bloqueadas, não houve diferença significativa na magnitude do DB.

A contraposição desses estudos mostra que existem divergências na literatura quanto à influência do tipo de unidade motora recrutada sobre o DB e que ainda são necessárias mais pesquisas que explorem esse mecanismo.

2.5 Treino de força e o déficit bilateral

A forma de execução dos exercícios em um programa de treino de força, UL ou BL, não é acompanhada por suficiente respaldo científico que justifique o uso de cada uma das duas condições. A utilização dessas formas de execução é justificada como meio de variação do exercício, de forma que não se sabe se há vantagem na realização de uma sobre a outra.

Os estudos que investigam a influência do treinamento UL e BL encontram aumentos na força para ambos os tipos de treino, e os ganhos parecem ser específicos ao tipo de execução utilizada durante o treinamento. Em relação ao efeito dos dois tipos de treinamento nas adaptações neuromusculares, a maior parte dos estudos apenas especula que os ganhos de força são justificados por adaptações neurais, sem mensurar os ganhos de ativação e da mesma maneira são poucas as evidências que demonstrem alterações morfológicas.

Quanto à amostra, os estudos não deixam claro se os sujeitos possuíam DB e poucos são os estudos de treinamento realizados com jovens. A maioria investiga a população idosa, adultos e mulheres pós menopáusicas. Como mencionado, apesar de alguns estudos agudos não demonstrarem diferenças da magnitude do déficit em jovens e idosos, em virtude de efeitos deletérios no recrutamento de fibras com o avanço da idade, é possível que os resultados possam não demonstrar com clareza a influência do treino de força no fenômeno do DB.

Os tópicos a seguir, que finalizam essa revisão de literatura, têm como objetivo relatar os resultados desses estudos encontrados, visando demonstrar o que se tem de conhecimento sobre o efeito do treinamento de força realizado de forma UL e BL nas adaptações neurais e morfológicas.

2.5.1 Adaptações neurais

Alguns estudos mostraram que as duas formas de executar o treino de força, UL e BL, são eficientes para obter ganhos de força, mas que os incrementos são maiores na mesma condição em que o treinamento foi realizado (quem treinou de forma UL ganha mais força unilateralmente e quem treinou de forma BL ganha

mais força bilateralmente) (HÄKKINEN *et al.*, 1996; JANZEN *et al.*, 2006). Da mesma forma, essa especificidade nos ganhos de força parece ser acompanhada de ganhos específicos de ativação muscular, que foram demonstrados em estudo de Häkkinen *et al.* (1996) e apenas especulados pelos demais estudos relacionados ao tema, pois esses não mensuraram a ativação muscular.

Em relação ao efeito das duas formas de executar o treino no DB, o treinamento parece reluzi-lo quando executado de forma BL (TANIGUCHI, 1997; KURUGANTI *et al.*, 2005; JANZEN *et al.*, 2006). Apesar da maior parte dos estudos longitudinais não ter realizado a mensuração da ativação muscular, acredita-se que como o DB é causado por limitações neurais que reduzem o recrutamento de unidades motoras na condição BL, o aumento da ativação da musculatura agonista, que é uma das principais adaptações neurais causada pelo treinamento, poderia diminuir essa limitação.

Taniguchi (1997) levantou a hipótese no seu estudo, de que o treino realizado de forma BL incrementaria apenas a força BL, reduzindo o DB, e o contrário aconteceria com o treino realizado de forma UL. De fato os resultados do estudo afirmaram a hipótese para os ganhos de força, mas enquanto o treino BL alterou significativamente o IB para valores maiores, o treino UL apenas tendeu a alterar o IB para os extensores do joelho após treinamento de seis semanas com homens e mulheres jovens. Os autores não mensuraram a ativação muscular.

Em estudo de Häkkinen *et al.* (1996), com homens e mulheres de meia idade e idosos durante 12 semanas, em que o exercício de interesse era a extensão de joelhos, foi encontrado nos pós-testes que apesar de ambos os grupos, UL e BL, terem tido ganhos uni e bilateralmente, os ganhos de força e de ativação muscular foram superiores na condição específica que realizaram o treinamento. O grupo de treino BL aumentou significativamente mais a força e a ativação muscular nesta condição do que o grupo que treinou de forma UL, enquanto o grupo que treinou unilateralmente teve aumentos significativamente maiores na condição UL do que o grupo que treinou bilateralmente. As adaptações específicas para cada tipo de treino foram justificadas por bases neurais, considerando o aumento na ativação dos músculos agonistas do movimento. Além disso, nenhum dos sujeitos apresentava DB no início do treinamento, mas provavelmente pelas adaptações do treino, a razão força BL/UL (indicador semelhante à equação de índice bilateral)

aumentou 7% para os sujeitos que treinaram de forma BL e reduziu 2% para aqueles que treinaram de forma UL.

No estudo de Kuruganti *et al.* (2005), homens e mulheres, jovens e idosos, treinaram extensão de joelhos de forma BL a 45°/s no dinamômetro isocinético durante seis semanas, com frequência de três sessões por semana, sendo que todos os sujeitos possuíam DB. Os autores não fizeram nenhuma mensuração de ativação muscular, mas os resultados sugerem que a dificuldade no recrutamento de unidades motoras durante a contração BL pode ser diminuída com o treinamento, pois observaram no final do estudo que houve uma redução no DB dos extensores de joelho. Possivelmente, os exercícios bilaterais diminuíram o bloqueio do córtex cerebral, sendo que o treinamento influenciou no aumento do recrutamento de unidades motoras durante a contração BL. Além disso, os autores colocam que houve um efeito cruzado, pois mesmo o grupo tendo treinado apenas de forma BL foram encontrados aumentos de força em ambas as condições de teste, UL e BL.

Em estudo de Janzen *et al.* (2006), após 26 semanas de treinamento, mulheres pós menopáusicas que treinaram de forma UL aumentaram mais a força UL e o grupo BL aumentou mais a força BL dos extensores de joelho. Ainda, o treino BL teve efeito significativo nos valores de IB, movendo-os em uma direção mais positiva, enquanto o treino UL teve mínimo efeito sobre os valores de IB. Entretanto, assim como Taniguchi (1997), os próprios autores colocaram que sujeitos com maior treinabilidade ficaram no grupo que treinou de forma BL.

Contrapondo a ideia das adaptações serem específicas ao tipo de treino realizado, estudo de McCurdy *et al.* (2005), com homens e mulheres jovens, pós oito semanas de treino UL e BL do exercício agachamento, mostrou aumentos de força em ambas as condições, para os dois grupos, sem diferença entre os ganhos, ou seja, não houve diferença entre os ganhos na condição UL e BL, mesmo que cada grupo tenha treinado de uma forma específica.

Como pode ser visto, existem algumas evidências sobre os efeitos do treino realizado de forma UL e BL na força, mas não foram encontrados nas adaptações neurais especificamente. Ainda, existem divergências de como ocorrem os ganhos de força com o treinamento realizado de forma UL e BL. Em relação ao efeito que as formas de execução causam no déficit ao longo do tempo, apesar de existirem evidências de que o treinamento de força pode interferir no DB, seja aumentando-

o (treino UL) ou diminuindo-o (treino BL), por meio de maior ou menor recrutamento das unidades motoras, os poucos estudos que são encontrados não avaliaram a ativação muscular (TANIGUCHI, 1997 e 1998; MCCURDY *et al.*, 2005; JANZEN *et al.*, 2006), apenas sugerindo que possivelmente as adaptações a cada tipo de treinamento tenham uma influência neural.

2.5.2 Adaptações morfológicas

A maioria dos artigos referidos nessa revisão, relativo ao treinamento de força realizado de forma UL e BL, não comparou as adaptações morfológicas decorrentes dessas duas formas de treino. Há, então, uma lacuna na literatura quanto a hipertrofia pós-treinamento de força UL e BL, assim como sua comparação.

Alguns estudos levantaram a hipótese de que a utilização de cargas mais pesadas durante a condição UL, ao longo do tempo, implicaria em maiores ganhos de força e massa muscular. No entanto, além de poucos estudos terem realizado medidas que permitissem a visualização do aumento de massa muscular, poucos comparam as cargas de treino entre os grupos UL e BL.

Em estudo de Janzen *et al.* (2006), os autores hipotetizaram que o treino UL aumentaria de forma mais significativa a massa muscular por permitir o levantamento de cargas mais altas. Em parte, a hipótese foi considerada, pois apesar dos ganhos de massa não terem sido diferentes entre grupos, para o exercício extensão de joelhos, as cargas levantadas realmente foram maiores no grupo UL. No estudo foi utilizada a técnica de absorciometria com Raios-X de dupla energia (DEXA), para verificar as mudanças na massa muscular de mulheres idosas pós-menopáusicas que treinaram de forma UL ou BL durante 26 semanas. Em relação ao grupo controle, o grupo UL aumentou de forma significativa a massa muscular. Entretanto, não foram encontradas diferenças entre o grupo UL e BL com relação a hipertrofia para os músculos extensores do joelho.

Häkkinen *et al.* (1996) utilizaram ultrassonografia para analisar a área de secção transversa do VL, de homens e mulheres de diferentes idades que treinaram de forma UL ou BL. Os aumentos na área de secção transversa, de ambas as pernas, para quem treinou de forma BL, foram significativos para quase

todos os grupos, não sendo apenas para homens de 50 anos, os quais incrementaram apenas a área da perna esquerda. Quanto ao treino UL, os aumentos na área de secção transversa foram significativos para todos os grupos. Os resultados do estudo não mostraram diferença significativa entre o aumento dos grupos UL e BL, visto que houve um aumento relativo de 14% na média da área de secção transversa, de ambas as pernas, nos grupos que treinaram de forma BL comparado ao aumento de 11% na média do grupo que treinou de forma unilateral.

Devido à falta de respaldo científico, se torna interessante a realização de mais estudos que investiguem e permitam comparar se existe diferença entre as duas formas de execução para os incrementos de massa muscular. Assim, pode ser que cada uma das formas de execução, dentro de um treinamento, seja utilizada como forma de implementar as adaptações.

A ultrassonografia, que foi utilizada neste estudo, é um método válido para estimar em humanos a hipertrofia muscular, por meio da espessura muscular (ESFORMES *et al.*, 2002; REEVES *et al.*, 2004),

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Problema da pesquisa

O treinamento de força realizado de forma unilateral provoca diferentes adaptações neuromusculares, na musculatura extensora do joelho, em comparação ao treinamento de força realizado de forma bilateral?

3.2 Método

Este estudo caracteriza-se como uma pesquisa de caráter quase experimental, visando à comparação de três grupos, sendo dois de treino e um controle. Os sujeitos foram distribuídos de forma pareada entre os grupos, a partir do valor de IB obtido no teste isométrico máximo.

3.3 População

A população estudada no presente estudo foi de mulheres, entre 18 e 30 anos.

3.4 Amostra

A amostra foi do tipo não aleatória voluntária, composta por 51 sujeitos do sexo feminino, divididos em três grupos. O n amostral foi estabelecido por um cálculo amostral prévio, baseado em estudo de Häkkinen *et al.* (1998) devido a semelhança com o presente estudo. O cálculo amostral foi realizado no programa PEPI, versão 1.52, no qual foi adotado um nível de significância de $\alpha \leq 0,05$, com um poder de 80%. Com base nos desvios-padrão e nas diferenças entre as médias obtidas no estudo acima citado, o cálculo realizado demonstrou a necessidade de um “n” de no mínimo 45 indivíduos, divididos nos três grupos (15 sujeitos para cada grupo) para este experimento.

O projeto foi divulgado via e-mail, redes sociais e cartazes espalhados pelo campus universitário, para que os sujeitos interessados em participar pudessem entrar em contato. Os indivíduos foram informados sobre os procedimentos metodológicos da investigação, seus benefícios, assim como a forma que ocorreria o treinamento. Aqueles que se enquadraram nos critérios de inclusão e que aceitaram participar, assinaram um termo de consentimento informado (Anexo 2). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, número 14795.

A distribuição dos sujeitos foi feita de forma pareada, de acordo com os valores encontrados na equação de IB, que permitiu observar a presença ou não de DB para a extensão de joelhos. Os sujeitos foram distribuídos nos seguintes grupos:

- Grupo unilateral (GUL): treinou durante as 12 semanas a extensão de joelhos de forma UL (ambos os membros separadamente);

- Grupo bilateral (GBL): treinou durante as 12 semanas a extensão de joelhos de forma BL (membros simultaneamente);
- Grupo controle (GC): somente realizou as avaliações, pré e pós período de 12 semanas, e foram instruídos a não realizar qualquer exercício de força de membro inferior ou outro tipo de treinamento que solicitasse demasiadamente os membros inferiores durante o período de 12 semanas.

Os sujeitos estavam destreinados em força em um período mínimo de três meses anteriores ao início do estudo. Aqueles sujeitos que realizavam outras atividades recreativas (caminhada, dança, futsal, handebol e vôlei) continuaram realizando tais atividades. Já aqueles sujeitos que não desempenhavam nenhum outro tipo de atividade antes do início do treinamento foram instruídos a não dar início após terem aceitado participar do estudo.

3.4.1 Critérios de inclusão

- Mulheres, com idade entre 18 e 30 anos;
- IMC indicando massa corporal normal (entre 20 – 24,9 Kg/m²);
- Destreinadas, sem ter praticado treinamento de força no período inferior a três meses anteriores ao início do estudo;
- Saudáveis, sem limitações físicas ou problemas músculo esqueléticos, que contra-indicassem a realização de exercícios de força.

3.4.2 Critérios de exclusão

- Sujeitos que estivessem envolvidos em algum programa de exercício físico regular, que exigisse demasiadamente os membros inferiores;

- Sujeitos que desenvolvessem alguma lesão muscular ou articular até o término da pesquisa que os impedisse de continuar treinando;
- Sujeitos dos grupos experimentais que tivessem duas faltas consecutivas ou mais do que quatro faltas até o término do treinamento.

3.5 Definição operacional das variáveis

3.5.1 Variáveis de caracterização

- Idade: idade em anos dos sujeitos no momento em que iniciaram a participação na pesquisa;
- Massa corporal: massa corporal dos sujeitos, em kg, mensurada em uma balança no início da pesquisa;
- Estatura: estatura dos sujeitos, em cm, medida em um estadiômetro no início da pesquisa;
- Gordura corporal: percentual de gordura corporal dos sujeitos, avaliado pelo protocolo de sete dobras cutâneas (peitoral, axilar média, tricipital, subescapular, abdominal, supra ilíaca e coxa) no início da pesquisa.

3.5.2 Variáveis independentes

- O exercício de força extensão de joelhos, realizado no equipamento de extensão de joelhos com resistência variada, de duas formas diferentes:

- Extensão de joelho UL: realização da extensão de joelhos, partindo do ângulo de 90° de flexão do joelho até a extensão completa de cada membro inferior, separadamente.
- Extensão de joelhos BL: realização da extensão de joelhos, partindo do ângulo de 90° de flexão do joelho até a extensão completa dos dois membros inferiores; simultaneamente.

3.5.3 Variáveis dependentes

- 1RM: maior carga, em kg, com a qual o sujeito realizou apenas uma repetição de extensão de joelhos, com controle da cadência e amplitude de execução, de forma UL (membro direito e esquerdo, um de cada vez) e BL (membros simultaneamente);
- Pico de torque (PT) isocinético concêntrico: maior torque entre as cinco repetições concêntricas de extensão de joelhos a 60°/s em um dinamômetro isocinético e que foi registrado e calculado pelo *software* do mesmo a partir do produto da força máxima (aplicada no dinamômetro) pela distância (comprimento do segmento), sendo o valor dado em Nm, de forma UL (direita e esquerda) e BL;
- Pico de torque (PT) isométrico: maior valor de torque obtido no teste de CIVM, registrado pelo *software* do dinamômetro isocinético em Nm, durante os cinco segundos de duração da contração realizada em ângulo ótimo de produção de força de extensão de joelhos, de forma UL (direita e esquerda) e BL;
- Ativação muscular: atividade eletromiográfica obtida a partir do valor *root means squares* (RMS) dos músculos RF e VL durante os testes máximos de força isocinética concêntrica e isométrica de extensão de joelhos, realizados no dinamômetro isocinético, de forma UL (direita e esquerda) e BL;
- Espessura muscular (EM): distância entre o tecido subcutâneo e a aponeurose óssea, obtida a partir de imagem da ultrassonografia, em um ponto de

cada um dos músculos RF, VL, vasto medial (VM) e vasto intermédio, (VI) de ambos os membros;

- Índice bilateral de ativação muscular (IB_{EMG}): valor percentual obtido por equação a partir dos valores RMS dos músculos VL e RF de cada membro, originado do teste isométrico de força, que indica presença de DB ou de facilitação bilateral para a ativação muscular;
- Índice bilateral de força: valor percentual obtido por equação, a partir dos valores de PT encontrados no teste de força isométrica (IB_{PT}) e dos valores encontrados no teste de 1RM (IB_{RM}), que indica presença de DB ou de facilitação bilateral na força;
- Cargas de treino: valor da última carga, em kg, utilizada em cada mesociclo (a cada três semanas) de treinamento.

3.6 Equipamentos

Segue a descrição dos equipamentos que foram utilizados para as coletas de dados.

3.6.1 Equipamentos para avaliação antropométrica

- Balança de cilindro (resolução de 1 g) da marca Asimed (Barcelona, Espanha), com braço de metal (resolução de 1 mm): para a medir a massa corporal e a estatura;
- Plicômetro clínico da marca Cescorf (Rio Grande do Sul, Brasil), com precisão de 1mm: para mensurar as dobras cutâneas.

3.6.2 Equipamentos para testes de força e treinamento

- Metrônomo da marca Quartz (Califórnia, Estados Unidos da América): utilizado para o controle da cadência do teste de 1RM;
- Goniômetro de plástico (resolução de 1°): utilizado para ajustar angulação do joelho no início do teste de 1RM;
- Equipamento de resistência variada de extensão de joelhos da marca Taurus (Rio Grande do Sul, Brasil): para a realização dos testes de 1RM, de RMs e para o treinamento;
- Suporte metálico, externo ao equipamento (Figura 1), desenvolvido na própria Universidade: para delimitar a amplitude de movimento no teste de 1RM;



Figura 1. Suporte metálico para delimitar a amplitude de movimento.

- Dinamômetro isocinético da marca Cybex Norm (Nova York, Estados Unidos da América): utilizado para realização dos testes de força máxima, isométrico e isocinético concêntrico.
- Haste de ferro (Figura 2), desenvolvida na própria Universidade: utilizado para realização da condição de teste BL no dinamômetro isocinético.



Figura 2. Haste de ferro para realização da condição bilateral no dinamômetro isocinético.

3.6.3 Equipamentos para a coleta do sinal eletromiográfico:

- Dois eletromiográficos de quatro canais da marca Miotec (Rio Grande do Sul, Brasil), com frequência de aquisição de 2000 Hz para cada canal e ganho de 100: utilizado para fazer a aquisição do sinal EMG durante os testes de força, isométrico e isocinético;
- Eletrodos de superfície, com configuração bipolar da marca Noraxon U.S.A., Inc. (Arizona, Estados Unidos da América) com duas áreas circulares condutivas de diâmetro de 1 cm e distância intereletrodo de 2 cm: para captação do sinal eletromiográfico;
- Fita métrica (resolução de 1mm): para encontrar o ponto de colocação dos eletrodos.
- Aparelhos de barbear descartáveis: utilizado para a tricotomia da pele dos sujeitos;
- Algodão hidrófilo: utilizado para abrasão da pele;
- Álcool em gel: utilizado para a abrasão da pele.

- Multímetro digital da marca Smart modelo DT-830B: para controle da impedância antes do início dos testes.
- Folha de transparência: utilizada nos mapas de posicionamento dos eletrodos.
- Caneta dermatográfica: para marcar os pontos de colocação dos eletrodos na pele e para marcar os eletrodos na folha de transparência.

3.6.4 Equipamentos para mensurar a EM

- Ultrassom da marca Toshiba (Otawara, Japão);
- Gel solúvel em água (aplicado à pele dos sujeitos);
- Transdutor de arranjo linear de 7,5 MHz (38 mm).
- Fita métrica (resolução de 1 mm): para encontrar o ponto onde foi captada a imagem;
- Caneta dermatográfica: para marcar os pontos de colocação de captação das imagens na pele e para marcar os pontos na folha de transparência.
- Folha de transparência: utilizada para realização dos mapas do ponto de aquisição das imagens.

3.7 Protocolos de Avaliação

3.7.1 Desenho experimental do estudo

Os sujeitos realizaram os procedimentos, conforme descrito no Quadro 1.

3.7.2 Testes realizados anteriormente ao período de treinamento

Os pré-testes foram realizados duas semanas anteriores ao início do programa de treinamento. Foram necessárias três sessões para realização dos testes iniciais. Entre esses dias, o período de intervalo foi de no mínimo quatro dias para recuperação dos indivíduos, minimizando as possibilidades de influência da fadiga.

1ª Sessão: Aos sujeitos interessados em compor a amostra foi dada explicação sobre os objetivos e procedimentos do estudo, aqueles que aceitaram participar e se enquadraram nos critérios de inclusão assinaram o termo de consentimento informado (TCI) (ANEXO 2) e o questionário de informações prévias (ANEXO 1). Logo após, foi realizada a ultrassonografia, para avaliação da EM dos músculos extensores de joelho de ambos os membros inferiores. Posteriormente, foi realizada a familiarização dos sujeitos com os testes de força máxima, isométrico e isocinético, no dinamômetro isocinético. Essa sessão foi realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física (EsEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

2ª Sessão: primeiramente foi feita a avaliação antropométrica (estatura, massa corporal e dobras cutâneas) dos sujeitos e logo após foram realizados os testes máximos (isométrico e isocinético) no dinamômetro isocinético, em uma das condições de teste, UL ou BL, de acordo com randomização prévia. Após intervalo de 30 minutos, os sujeitos realizaram os mesmos testes na condição ainda não realizada. Simultaneamente foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos VL e RF de ambos os membros. Os testes citados foram realizados no LAPEX da EsEF/UFRGS.

3ª Sessão: Foram realizados os testes de 1RM, de extensão de joelhos, nas condições UL (esquerdo e direito) e BL. Após um tempo mínimo de cinco minutos de intervalo foi realizado o teste de 15RMs para definir a carga inicial de treino do exercício extensão de joelhos. Por último, os sujeitos foram familiarizados com os demais exercícios que compuseram o programa de treino e foram realizados os testes para estimar a carga inicial de treino (15RMs) nesses exercícios. A familiarização e os testes de RM, foram realizados na sala de musculação da EsEF/UFRGS.

3.7.3 Testes realizados pós período de treinamento

Na semana pós período de treinamento (13ª semana), todos os testes iniciais foram realizados novamente. A primeira sessão de teste foi realizada no mínimo três dias depois da última sessão de treino. Os testes finais foram realizados em duas sessões com intervalo mínimo de quatro dias entre cada sessão, a fim de evitar a influência da fadiga sobre os resultados.

1ª Sessão: primeiramente foi realizada a ultrassonografia dos músculos extensores de joelho de ambos os membros inferiores. Posteriormente, foram realizados os testes de 1RM de extensão de joelhos, nas condições de teste UL (esquerdo e direito) e BL. A ultrassonografia foi realizada no LAPEX da EsEF/UFRGS e o teste de 1RM foi realizado na sala de musculação da EsEF/UFRGS.

2ª Sessão: Realização dos testes de força máxima, de extensão de joelhos, no dinamômetro isocinético (isométrico e isocinético), nas condições de teste UL (esquerdo e direito) e BL. Os testes foram realizados no LAPEX da EsEF/UFRGS.

Quadro 1. Desenho experimental do estudo.

PRÉ TESTES			TREINO	PÓS TESTES	
-2 semanas*			12 semanas	13ª semana*	
1ª sessão	2ª sessão	3ª sessão		1ª sessão	2ª sessão
TCI; Ultrassonografia; Familiarização com os testes de força no dinamômetro isocinético.	Avaliação antropométrica; Testes de força no dinamômetro isocinético e coleta do sinal eletromiográfico.	Teste de 1RM de extensão de joelhos; Teste de 15RMs de extensão dos joelhos e dos demais exercícios do programa.		Duas vezes por semana.	Ultrassonografia; Teste de 1RM de extensão de joelhos.

* Foi dado intervalo de quatro dias entre as sessões de teste. TCI= termo de consentimento informado.

3.8 Processos metodológicos

3.8.1 Avaliação antropométrica

Os indivíduos foram instruídos a comparecerem no local da avaliação com vestimentas que permitissem a mensuração das dobras cutâneas nos pontos determinados. Foram realizadas as medidas de estatura, de 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). As dobras cutâneas foram mensuradas na mesma ordem, três vezes cada uma, exceto se as duas primeiras apresentassem o mesmo valor. Se as três medidas apresentassem valores diferentes, foi considerada a medida de valor intermediário.

A equação de predição de densidade corporal (DC) de Jackson *et al.* (1980), que foi estabelecida para uma população de mulheres entre 18 e 55 anos de idade, foi utilizada.

Equação da densidade corporal: $DC = 1,0970 - 0,00046971 (ST) + 0,00000056 (ST)^2 - 0,00012828 (\text{idade em anos})$. ST= somatório das sete dobras (peitoral média + axilar média + tricipital + subescapular + abdominal + supra-ilíaca + coxa).

Para a conversão da DC em percentual de gordura foi utilizada a fórmula de Siri (1961), descrita por Costa (2001): $\%G = (4,95/DC - 4,50) \times 100$.

3.8.2 Teste de 1RM

Os sujeitos realizaram o teste de 1RM em uma cadeira extensora de resistência variável, a mesma que foi utilizada durante todo o período de treinamento para o exercício de extensão de joelhos. O encosto da cadeira foi ajustado para cada sujeito e a posição inicial do joelho foi no ângulo de 90° de flexão (0°=extensão máxima).

A amplitude de execução do movimento iniciou no ângulo de 90° do joelho até a máxima extensão de joelhos. O suporte metálico, externo ao aparelho (Figura 1), foi utilizado para marcar o ângulo de extensão completa dos joelhos, particular a cada indivíduo, permitindo que a mesma amplitude de movimento fosse executada antes e após o treinamento. O mesmo investigador esteve presente para orientar e avaliar se a extensão foi máxima e se o movimento foi executado dentro do seu padrão correto. Todos os sujeitos realizaram o teste de 1RM para cada uma das três condições de teste: UL direita, UL esquerda (Figura 3) e BL (Figura 4). Os sujeitos iniciaram sempre pela condição BL e posteriormente foi realizada a condição UL (direita e esquerda) de forma randomizada, sendo que a mesma ordem foi utilizada nos testes pré e pós. Um intervalo de 5 minutos foi dado entre os testes para minimizar a influência da fadiga muscular.

Antes de iniciar o teste, os sujeitos realizaram um aquecimento de 10 repetições com metade da carga inicial estimada para o teste, a fim de familiarizar os sujeitos com a amplitude de movimento e o tempo de execução. Após, a carga inicial foi estimada pelo método de tentativa e erro, de acordo com informações do próprio sujeito. Quando os sujeitos conseguiram realizar entre duas e 10 repetições, a carga foi corrigida pela tabela de Lombardi (1989), para estimar o valor de 1RM (Quadro 2). A partir do valor encontrado, após um tempo mínimo de 5 minutos de recuperação, foi realizado o teste de 1RM novamente. Se o indivíduo conseguisse executar mais de uma repetição, o mesmo processo foi repetido até que o valor de 1RM fosse encontrado. Foram realizadas no máximo três tentativas para cada condição de teste. As cargas foram sendo incrementadas de um a cinco quilos.

O metrônomo foi ajustado na cadência de 60 bpm, na razão de 2:2, sendo dois segundos para a fase concêntrica e dois segundos para a fase excêntrica do movimento. A falha foi definida como a incapacidade de executar extensão/flexão completas dentro do ritmo estipulado e não tocando o suporte metálico que delimitava a amplitude de movimento de cada sujeito.

Esse teste foi realizado na 3ª sessão pré treinamento e seu re-teste foi realizado no primeiro dia de treino dos sujeitos, com o objetivo de se obter o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) dessa medida. O maior valor entre o teste e o reteste foi utilizado para posterior análise dos dados.

Os valores de 1RM encontrados na condição UL de cada membro foram somados para posterior comparação com a condição BL.

Quadro 2. Fatores de correção propostos por Lombardi (1989)

Número de repetições realizadas	Fator de correção
1	1,00
2	1,07
3	1,11
4	1,13
5	1,16
6	1,20
7	1,23
8	1,27
9	1,32
10	1,36

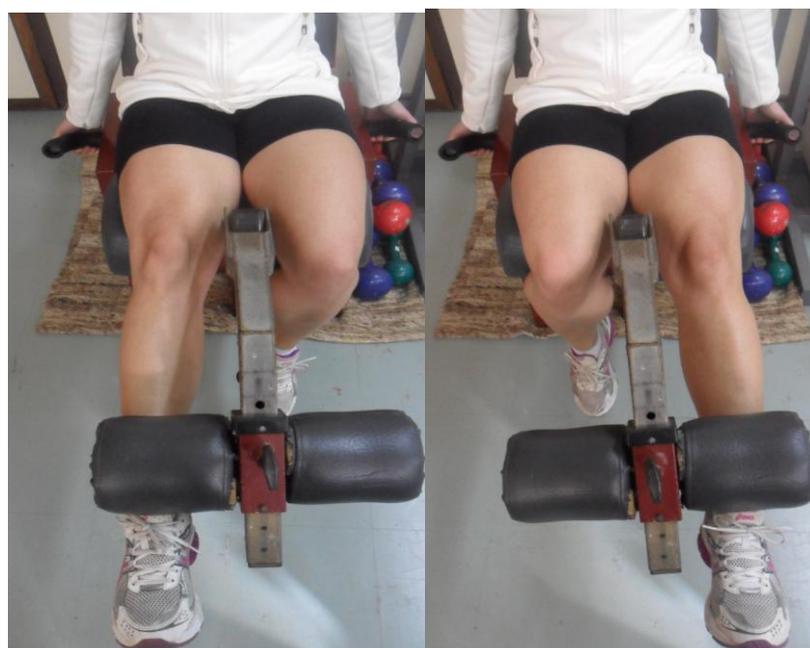


Figura 3. Condição de teste UL, direita e esquerda, no teste de 1RM.



Figura 4. Condição de teste BL, no teste de 1RM.

Ainda, os valores de 1RM, para a extensão de joelhos, foram utilizados na equação de índice bilateral (IB) proposta por Howard & Enoka (1991):

$$IB_{RM} = 100 \times [RM \text{ BL} / (RM \text{ ULD} + RM \text{ ULE})] - 100$$

Em que: RM BL corresponde ao valor de 1RM na condição bilateral; RM ULD corresponde ao valor de 1RM na condição unilateral direita; RM ULE corresponde ao valor de 1RM na condição unilateral esquerda; Desta forma, o IB_{RM} é uma comparação entre a força produzida em condição BL e soma da força produzida na contração UL de cada membro. Se os valores de IB_{RM} fossem menores que zero, o sujeito foi considerado com DB. Caso os valores de IB_{RM} fossem maiores que zero, o sujeito foi caracterizado com uma facilitação bilateral.

3.8.3 Teste de repetições máximas (RMs)

Na 3ª sessão de testes, após cinco minutos da realização do teste de 1RM, foi realizado o teste de 15 RMs, para a extensão de joelhos, procurando estabelecer o valor da carga inicial a ser utilizada no treinamento. O mesmo foi

feito com o restante dos exercícios que compuseram o programa de treino. Durante o treinamento, as cargas foram sendo incrementadas, tentando manter as repetições máximas. Conforme a progressão do treinamento, foram sendo encontradas as cargas de 12, 10, e 8 RMs.

A carga estimada inicialmente foi referente ao percentual de 1RM de acordo com o que foi escrito por Reynolds *et al.* (2006) e Baechle & Earle (2008). Dessa forma, pressupõe-se que $\approx 65\%$ de 1RM equivale a 15 RMs, $\approx 67\%$ equivale a 12 RMs, $\approx 70\%$ de 1RM equivale a 10 RMs e $\approx 80\%$ corresponde a 8 RMs. Posteriormente, os sujeitos realizaram um determinado número de repetições desejado. Caso conseguissem realizar um número maior de repetições a carga foi incrementada e o teste foi executado novamente até que se chegasse a um valor de carga para determinado número de RMs. Um intervalo mínimo de cinco minutos de recuperação foi dado entre as tentativas.

Durante o treinamento os sujeitos executaram uma determinada faixa de repetições baseado em uma intensidade de RMs. Por exemplo, no início do treinamento os sujeitos realizaram de 15-12 repetições com uma carga de 15RM. Este método foi adotado, pois como se pressupõe que as cargas são máximas, o sujeito pode não conseguir realizar 15 RMs em todas as séries.

3.8.4 Testes de força no dinamômetro isocinético

O protocolo de testes de força máxima no dinamômetro isocinético consistiu nos seguintes procedimentos:

- 1º) Aquecimento;
 - 30 segundos de intervalo
- 2º) Pré teste do teste isocinético máximo;
 - 30 segundos de intervalo
- 3º) Teste isocinético máximo;
 - 3 minutos de intervalo
- 4º) Pré teste da CIVM;
 - 30 segundos de intervalo

5º) 1ª CIVM;

- 3 minutos de intervalo

6º) 2ª CIVM;

- 30 minutos de intervalo para realização da outra condição (BL ou UL).

Todos os sujeitos realizaram este protocolo para as condições de teste UL, esquerda e direita (Figura 5), e BL (Figura 6). Todas as condições foram realizadas no mesmo dia, sendo que a ordem BL ou UL foi randomizada por sorteio. Um intervalo de 30 minutos foi dado entre as condições. Para a condição UL a ordem, direita e esquerda, também foi randomizada por sorteio. A mesma sequência foi realizada pré e pós treinamento.

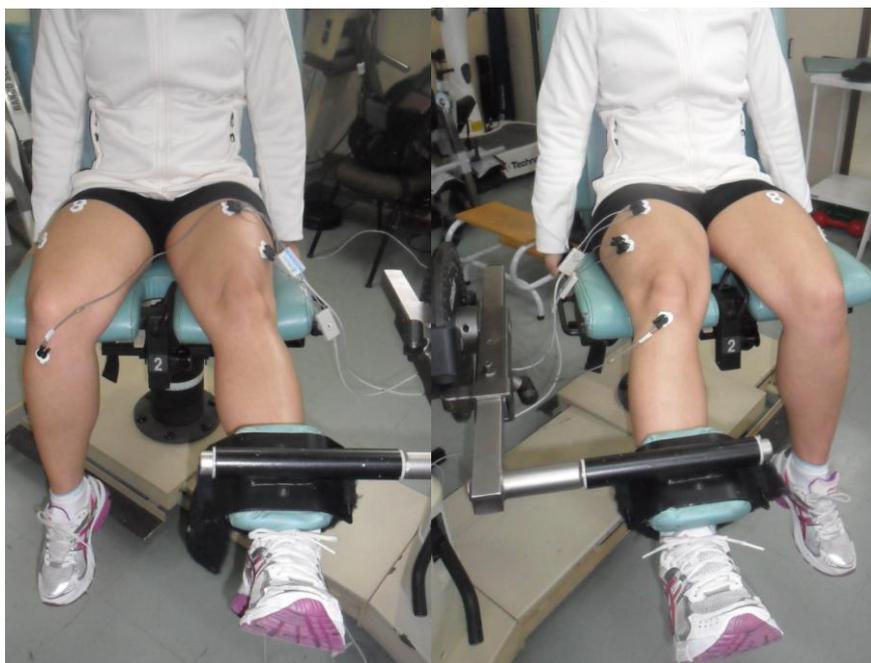


Figura 5. Condição de teste UL, esquerda e direita, no dinamômetro isocinético.



Figura 6. Condição de teste BL, no dinamômetro isocinético.

3.8.5 Teste isocinético concêntrico máximo

O teste isocinético concêntrico máximo de extensão de joelhos foi realizado em um dinamômetro isocinético, ao qual foi adaptada uma haste de ferro (Figura 2) perpendicular ao braço do dinamômetro para realização das contrações na condição de teste BL. Os indivíduos estavam em posição sentada na cadeira, com as costas apoiadas no encosto, o qual foi ajustado para cada sujeito de modo que se mantivesse o quadril em 85° de flexão (0° =extensão completa). O tornozelo (os tornozelos, no caso da condição de teste BL) foi firmemente preso ao braço de alavanca, ligeiramente acima do maléolo lateral. A fim de evitar qualquer interferência da parte superior do corpo, a mesma foi estabilizada 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.

Primeiramente, os sujeitos realizaram um aquecimento de 10 repetições na velocidade de $120^\circ/s$. Antes de iniciar o teste isocinético máximo foi realizado um pré-teste, nas mesmas condições de teste, sem que fosse produzida a força

máxima durante a amplitude de movimento articular. Após um intervalo de repouso de 30 s foi realizado o teste de força máxima.

O protocolo consistiu em cinco repetições dinâmicas concêntricas máximas de extensão de joelhos. As repetições foram realizadas na velocidade de 60°/s. Os sujeitos puderam visualizar suas curvas de torque no monitor do dinamômetro como *feedback* visual e durante todo o teste o sujeito foi motivado verbalmente para tentar obter seu melhor desempenho.

A repetição com o maior valor de PT foi considerada para posteriores comparações. Os valores de PT obtidos na condição UL de cada membro foram somados para posterior comparação com a condição BL. Cabe ressaltar que os dados foram obtidos após correção automática da gravidade e comprimento do segmento, pelo próprio dinamômetro. Todos os testes foram realizados pelo mesmo avaliador utilizando a mesma configuração sujeito/equipamento.

Na própria familiarização os sujeitos realizaram o teste com força máxima, com o objetivo de se obter o CCI dessa medida, entre a 1ª e a 2ª sessão dos pré testes.

3.8.6 Teste isométrico máximo (CIVM)

Logo após o teste isocinético foram realizadas as CIVMs de extensão de joelhos, também no dinamômetro isocinético, no qual foi utilizada uma haste de ferro perpendicular ao braço do dinamômetro para realização das contrações bilaterais, já citada anteriormente. Os indivíduos continuaram na mesma posição do teste isocinético, sendo que a articulação do joelho foi mantida nos 60° de flexão (0°=extensão completa) durante as contrações isométricas de extensão de joelhos. Antes da realização do teste foi realizado um pré-teste, nas mesmas condições de teste, sem que fosse produzida a força máxima. Após um intervalo de repouso de 30 s foi realizado o teste máximo. Os sujeitos puderam visualizar 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. O protocolo consistiu em duas CIVMs de extensão dos joelhos cada uma das condições (UL direita, UL esquerda e BL), com duração de 5 s e intervalo

de 3 minutos entre as tentativas, minimizando a influência da fadiga nos resultados do teste.

Os maiores valores de PT isométrico de cada sujeito em cada uma das condições (BL, UL direita e esquerda), para a extensão de joelhos foram considerados para posteriores comparações. Os valores de PT obtidos por cada membro na condição UL foram somados para posterior comparação com a condição BL.

Na própria familiarização os sujeitos realizaram o teste com força máxima, com o objetivo de se obter o CCl dessa medida, entre a 1ª e a 2ª sessão dos pré testes.

Ainda, o maior valor de PT isométrico entre as duas tentativas, para a extensão de joelhos, foi lançado na equação de IB proposta por Howard & Enoka (1991):

$$IB_{PT} = 100 \times [CIVM \text{ BL} / (CIVM \text{ ULD} + CIVM \text{ ULE})] - 100$$

Em que: CIVM BL corresponde ao maior pico de torque durante a CIVM na condição bilateral; CIVM ULD corresponde ao maior pico de torque durante a CIVM unilateral direita; CIVM ULE corresponde ao maior de pico de torque durante a CIVM unilateral esquerda. Desta forma, o IB_{PT} é uma comparação entre a força produzida em condição BL e a soma da força produzida na contração UL de cada membro. Se os valores de IB_{PT} fossem menores do que zero o sujeito foi considerado com DB. Caso os valores de IB_{PT} fossem maiores do que zero foi caracterizada uma facilitação bilateral.

De acordo com os valores obtidos pelo IB_{PT} na sessão pré teste os sujeitos foram pareados nos grupos.

3.8.7 Coleta da ativação muscular

A coleta do sinal eletromiográfico foi realizada simultânea ao teste isocinético e as CIVMs. Os eletrodos, de configuração bipolar, foram colocados no ventre muscular dos músculos RF e VL (Figura 7), dos dois membros inferiores. De acordo com SENIAM (www.seniam.org) o posicionamento do eletrodo no músculo

RF foi feito no ponto médio entre a espinha ilíaca antero superior e a borda superior da patela na parte anterior da coxa. Para o músculo VL, o eletrodo foi posicionado a dois terços da linha que vai da espinha ilíaca antero superior à borda superior da patela lateralmente.

Para o posicionamento dos eletrodos nos locais estabelecidos, foi utilizada uma fita métrica para medir os pontos sugeridos entre a origem e inserção dos músculos (para localização do ventre muscular). Para visualização do ponto, os sujeitos foram instruídos a contrair a musculatura do quadríceps. Antes da colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia e abrasão com algodão e álcool em gel para a retirada de resíduos e células mortas, a fim de diminuir a impedância da pele.

A distância intereletrodos foi de 20 mm de centro a centro. O nível de resistência dos 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 tuberosidade da tíbia. Para manter os eletrodos posicionados nos mesmos locais entre os testes pré e pós treinamento, foi utilizado um mapa de avaliação, de acordo com a proposição de Narici *et al.* (1989). Para confecção do mapa, a folha de transparência foi posicionada sobre o segmento do sujeito e pontos anatômicos, marcas da pele e os eletrodos foram desenhados com caneta dermográfica na folha. O sinal eletromiográfico dos dois membros foi coletado nas condições UL direita, UL esquerda e BL.

A aquisição dos dados eletromiográficos foi realizada por dois eletromiógrafos para que fosse possível a aquisição do sinal nos dois membros simultaneamente, sendo que cada equipamento é composto por um sistema de quatro canais. Os eletromiógrafos estavam sincronizados com o dinamômetro isocinético. O sinal coletado pelos eletromiógrafos foi transmitido para um computador portátil, contendo o programa Miograph de aquisição de dados, que possibilita a visualização das avaliações, em tempo real, assim como a gravação dos arquivos de cada indivíduo avaliado. A aquisição das curvas do sinal EMG dos diferentes músculos foi efetuada com uma frequência de amostragem de 2000 Hz por canal e ganho de 100.

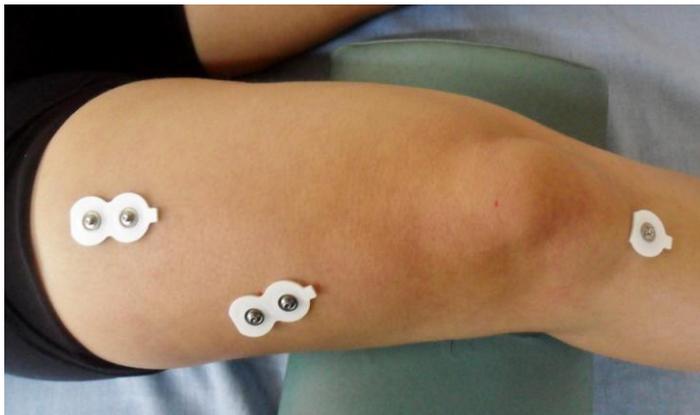


Figura 7. Posicionamento dos eletrodos.

3.8.8 Tratamento dos sinais eletromiográficos

A análise dos dados foi realizada no programa Sistema de Análise de Dados 32 (SAD32). Primeiramente, foi realizada a filtragem digital do sinal utilizando-se um filtro passa-banda Butterworth, de 5ª ordem, com frequência de 20 a 500 Hz.

O sinal coletado durante as CIVMs, após ter passado pelos procedimentos de filtragem, foi recortado no platô da curva torque-tempo, durante um período de 1 s, para a obtenção do valor RMS (Figura 8). O valor RMS foi obtido da CIVM de maior pico de torque para cada condição BL e UL (direita e esquerda).

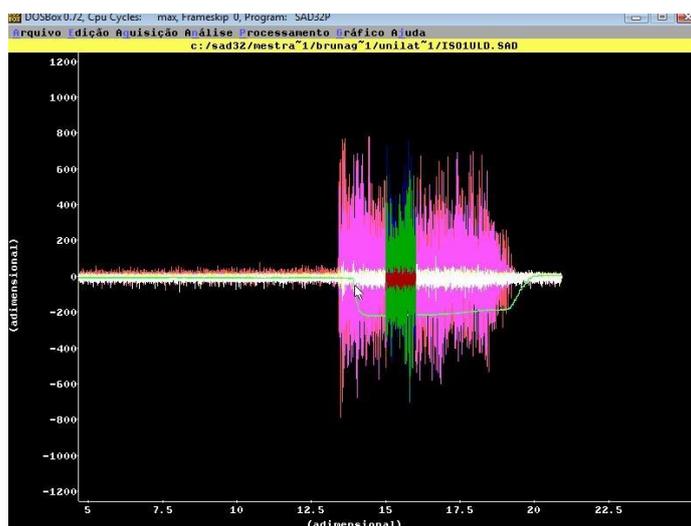


Figura 8. Exemplo de recorte do sinal eletromiográfico obtido no teste de força isométrico.

Quanto ao sinal correspondente às contrações concêntricas do teste isocinético, foi obtido o valor RMS da repetição de maior valor de PT, entre as

cinco repetições realizadas. O sinal foi recortado durante o período isocinético da repetição, de acordo com a curva de velocidade obtida pelo dinamômetro (Figura 9).

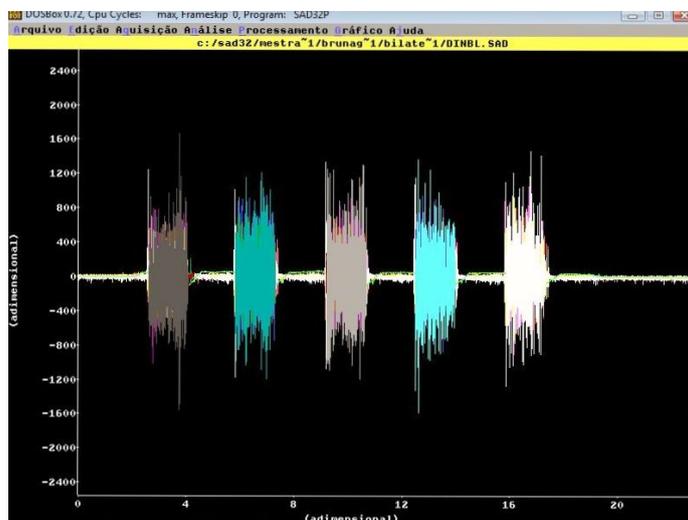


Figura 9. Exemplo de recorte do sinal eletromiográfico obtido no teste de força isocinético.

Para comparações posteriores, os valores RMS dos músculos VL e RF foram somados. Assim como a atividade dos membros foi somada (direito+esquerdo) para comparação da condição UL e BL.

Para verificar o DB também na ativação muscular, os valores RMS de cada um dos músculos VL e RF foram somados e inseridos na equação de índice bilateral para ativação muscular (IB_{EMG}):

$$IB_{EMG} = 100 \times [EMG_{BL} / (EMG_{ULD} + EMG_{ULE})] - 100$$

Na qual: EMG BL é relativo à soma da ativação dos membros em condição BL; EMG ULD é relativo à ativação na condição ULD; EMG ULE é relativo ao valor da ativação na condição ULE. Valores de IB_{EMG} menores que zero indicaram DB na ativação muscular e valores maiores que zero indicaram facilitação bilateral na ativação muscular.

3.8.9 Avaliação da espessura muscular

A EM dos músculos RF, VL, VM e VI dos membros inferiores (direito e esquerdo) foi feita por meio de imagem (Figura 10), sendo obtida em B-modo por um aparelho de ultrassom. Antes do início da captação das imagens, os sujeitos ficaram 10 minutos em decúbito dorsal com os membros inferiores estendidos e relaxados. Durante a avaliação os sujeitos permaneceram nessa posição. Um gel solúvel em água, o qual promove um contato acústico sem a necessidade de causar pressão sobre a pele, foi aplicado sobre o local da avaliação e o transdutor foi posicionado perpendicularmente à musculatura avaliada. A pressão do transdutor sobre a pele foi rigorosamente controlada durante a captura das imagens, pelo pesquisador. Todas as imagens foram captadas pelo mesmo pesquisador.

O ponto para avaliação do RF e do VI foi marcado em dois terços da distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur (CHILIBECK *et al.*, 2004). Para o VL foi usado o ponto médio entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur (KUMAGAI, 2000). Já para o VM, foi capturada a imagem no local correspondente a 30% da distância entre o epicôndilo lateral e o trocânter maior do fêmur (KORHONEN *et al.*, 2009). Os pontos foram marcados com caneta demográfica. Foram captadas três imagens de cada músculo, nos pontos marcados, dos dois membros. Para assegurar os mesmos pontos para captura das imagens pré e pós treinamento foi utilizado o mesmo sistema de mapas especificado anteriormente.

A análise das imagens foi realizada no programa Image-J (versão 1.37, National Institutes of Health, Estados Unidos da América). A determinação das espessuras musculares seguiu a proposição de um estudo prévio (ABE *et al.*, 2000). Para a determinação da espessura do músculo VI foi identificado o tecido ósseo (fêmur) e a aponeurose superior do músculo, sendo a distância entre eles definida como a EM; para a determinação da EM do RF foi identificado o tecido adiposo subcutâneo e a aponeurose inferior, e a distância entre eles foi definida como a EM; para a determinação da EM do VL foi identificado o tecido adiposo subcutâneo e a aponeurose inferior de modo que a distância entre eles foi

assumida como EM; para o VM foi identificado o tecido ósseo (fêmur) e o tecido adiposo subcutâneo, e a distância entre eles foi definida como a EM.

Para as comparações, foi feito o somatório (VL+VI+RF+VM) da EM dos músculos do quadríceps femoral (EM_{QUA}) do membro esquerdo e do membro direito. Posteriormente, foi feita uma média da EM dos membros (EM_M).



Figura 10. Exemplo de imagem obtida por ultrassonografia.

3.8.10 Cargas de treino

Para comparação das cargas que foram utilizadas pelos grupos de treino, foi considerado o último valor de carga utilizada pelos sujeitos em cada um dos quatro mesociclos de treino. Sendo que, cada mesociclo teve duração de três semanas de treinamento. Para o GUL as cargas utilizadas nos membros direito e esquerdo foram somadas.

3.9 Treinamento

O treinamento dos sujeitos foi conduzido durante o período de 12 semanas, com uma frequência de duas vezes semanais, resultando em total de 24 sessões

de treino. Visto que, em períodos curtos e para sujeitos destreinados em força, essa frequência semanal é suficiente para gerar incrementos de força, massa muscular e de potência (BAECHLE & EARLE, 2008). Cada sessão de treinamento foi separada pelo período mínimo de 48 horas e teve duração de aproximadamente uma hora.

Os sujeitos que faltassem duas sessões seguidas de treino ou tivessem quatro faltas totais seriam excluídos do estudo. No entanto, não ocorreu nenhum caso de exclusão por excesso de faltas.

Todas as sessões de treinamento foram controladas por um pesquisador e os sujeitos foram instruídos a realizarem as repetições com velocidade média.

3.9.1 Exercícios

O exercício de interesse desse estudo foi a extensão de joelhos realizada de forma UL e BL. No entanto, outros exercícios foram incorporados ao programa de treinamento com o intuito de completar a sessão de treino. Todos esses exercícios foram prescritos de forma semelhante para todos os sujeitos.

A fim de evitar a sobrecarga dos músculos envolvidos no exercício de extensão de joelhos, foram escolhidos exercícios compreendendo movimentos nos quais os músculos extensores do joelho não estão envolvidos de maneira significativa.

Os exercícios escolhidos foram:

- Flexão de joelhos;
- Adução de quadril;
- Abdução de quadril;
- Glúteo quatro apoios (com joelho estendido);
- Puxada Frontal;
- Supino;
- Rosca bíceps;
- Rosca tríceps;
- Abdominal.

3.9.2 Intensidade

Para obter um maior controle e evitar diferenças significativas entre o número de repetições executadas pelos sujeitos, a intensidade foi determinada por RMs e não a partir de percentual de 1RM. Isso porque de acordo com Sakamoto & Sinclair (2006), em um mesmo percentual de 1RM diferentes números de repetições podem ser realizados, dependendo da velocidade com que a carga é levantada. Ainda, para um mesmo percentual de 1RM, o número de repetições difere entre os exercícios (HOEGER *et al.*, 1987).

Para que as repetições fossem máximas, sempre que o sujeito conseguia realizar mais que o número de repetições desejado, a carga era incrementada na sessão seguinte, sendo adicionadas cargas de um a cinco quilos.

3.9.3 Programa de treinamento

O programa de treinamento utilizou o modelo linear, em que a intensidade foi progressivamente incrementada e as repetições reduzidas ao longo do treinamento. Tal modelo foi escolhido, pois acredita-se que seja mais adequado para sujeitos iniciantes no treinamento de força. Além disso, alguns estudos não encontraram diferenças significativas entre esse modelo de periodização linear e o modelo ondulatório, quando ambos foram conduzidos por curto período de tempo e/ou com sujeitos destreinados (BUFORD *et al.*, 2007; BAKER *et al.*, 1994a). A organização do programa de treino está apresentada na Tabela 1.

Tabela 1. Organização do programa de treino.

ORGANIZAÇÃO DOS MESOCICLOS					
Mesociclos	Semanas	Séries	Repetições	Intensidade	Intervalo
1º	1, 2 e 3	2	15-12	15 RM	30s - 1min
2º	4, 5 e 6	3	12-9	12 RM	1min e 30s
3º	7, 8 e 9	3	10-7	10 RM	2min
4º	10, 11 e 12	4	8-5	8 RM	3min

3.10 Análise estatística

A normalidade e a homogeneidade dos dados foram verificadas pelo teste de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. *Outliers* foram retirados quando os valores encontrados foram discrepantes, devido a erros metodológicos. Uma vez que os dados apresentaram normalidade, se recorreu à estatística paramétrica. A análise dos dados foi baseada nos fatores grupo (GUL, GBL, GC), tempo (pré e pós) e condição de teste (UL e BL). No caso da variável carga de treino, o fator tempo é relativo aos quatro mesociclos de treino.

Uma ANOVA *One-way* foi utilizada para verificar a diferença entre os grupos para as variáveis de caracterização da amostra (idade, massa corporal, estatura e gordura corporal).

Para as variáveis 1RM, PT isométrico, PT isocinético e ativação muscular foi utilizada uma ANOVA *Three-way* (grupo 3 x tempo 2 x condição de teste 2) para medidas repetidas. Quando verificada interação entre os fatores foi realizado desdobramento, sendo utilizada uma ANOVA *One-way* para verificar a diferença entre grupos (em cada momento e em cada condição de teste) e um Teste t pareado para verificar dentro dos grupos as diferenças pré e pós treinamento (para cada condição) e a diferença entre as condições de teste (em cada momento).

Para as variáveis EM e IB foi utilizada uma ANOVA *Two-way* (grupo 3 x tempo 2) para medidas repetidas. Quando verificada interação significativa entre fatores foi realizado desdobramento utilizando uma ANOVA *One-way* para as diferenças entre os grupos (em cada momento) e um Teste t pareado para verificar dentro de cada grupo a diferença entre os momentos pré e pós.

Para a variável carga de treino foi utilizada uma ANOVA *Two-way* (grupo 2 x tempo 4) para medidas repetidas. Quando verificada interação significativa, foi realizado o desdobramento utilizando: um Teste t independente para verificar a diferença entre os grupos em cada mesociclo e uma ANOVA para medidas repetidas para verificar a diferença entre as cargas de treino nos mesociclos de cada grupo.

Para localização das diferenças entre as médias dos três grupos nas análises, quando necessário, foi utilizado um *post-hoc* de Tukey, quando os dados foram homogêneos, e um *post-hoc* de Tamhane quando não homogêneos.

Para verificar se os valores de IB foram significativos, foi utilizado o *One Sample t-Teste* utilizando o zero como valor de referência.

Para verificar a reprodutibilidade das variáveis 1RM, PT isométrico e PT isocinético, no momento pré, foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI). Todas as análises foram realizadas no *software* SPSS versão 17.0. O nível de significância adotado em todos os testes estatísticos a priori foi de $\alpha \leq 0,05$.

4 RESULTADOS

Os resultados estão apresentados em média e desvio-padrão (DP) ao longo das tabelas e figuras. Os valores de delta percentual ($\Delta\%$), que indicam a variação dos valores do momento pré para o momento pós, também estão apresentados nas tabelas, mesmo que não tenha sido realizada a análise estatística com esses valores. Para todas as variáveis, os grupos não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores absolutos no momento pré.

4.1 Caracterização da amostra

As características da amostra estão apresentadas na Tabela 2. Todos os grupos iniciaram o estudo com um “n” de 17 sujeitos. Contudo, três sujeitos do GUL se lesionaram e um sujeito do GBL abandonou o estudo. Ainda, um dos sujeitos do GBL completou todas as sessões de treino, mas lesionou um dos membros inferiores antes dos testes finais. Quanto ao GC, um sujeito abandonou o estudo.

Devido a problemas metodológicos, alguns sinais eletromiográficos do momento pós treinamento não puderam ser utilizados. Com isso, o GUL terminou o estudo com 14 sujeitos, sendo que para a variável ativação muscular apenas 10 puderam ser utilizados. O GBL finalizou os testes com 15 sujeitos, sendo que 14 foram utilizados para a análise estatística da variável ativação muscular. Já o GC finalizou com 16 sujeitos, sendo que para variável ativação muscular apenas 9 foram utilizados.

Tabela 2. Dados de caracterização da amostra em média \pm DP.

	GBL (n=15)	GUL (n=14)	GC (n=16)
Idade (anos)	24,3 \pm 3,7	24,8 \pm 1,4	22,7 \pm 2,8
Massa corporal (kg)	57,0 \pm 4,8	60,8 \pm 6,4	58,0 \pm 5,7
Estatura (cm)	160,2 \pm 5,8	163,0 \pm 6,5	163,6 \pm 6,2
Gordura corporal (%)	22,8 \pm 8,0	25,3 \pm 8,2	23,7 \pm 5,1

Para as variáveis de caracterização da amostra não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0,05$) entre os três grupos.

4.2 Uma repetição máxima (1RM)

Os resultados encontrados para a variável 1RM estão apresentados na Tabela 3. Os valores de 1RM no momento pré, apresentaram alta reprodutibilidade nas três condições de teste: BL (CCI=0,96; $p < 0,05$), UL direita (CCI=0,95; $p < 0,05$) e UL esquerda (CCI=0,93; $p < 0,05$).

Os valores de 1RM apresentaram efeito isolado do tempo ($p < 0,05$) e interação significativa ($p < 0,05$) entre os três fatores (grupo*tempo*condição), de modo que foram realizadas as análises de desdobramento.

As análises de desdobramento mostraram que tanto o GUL, como o GBL apresentaram valores significativamente maiores ($p < 0,05$) de 1RM no momento pós em relação ao momento pré, para ambas as condições de teste. Já o GC não apresentou diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores de 1RM nos momentos pré e pós.

No momento pré os três grupos não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores absolutos de 1RM, tanto na condição de teste UL como na condição BL. No momento pós, para condição de teste BL, o GUL e o GBL apresentaram valores absolutos de 1RM significativamente maiores ($p < 0,05$) que os valores do GC. Enquanto para condição de teste UL apenas o GUL apresentou valores absolutos de 1RM significativamente maiores ($p < 0,05$) do que os valores do GC.

Em relação às diferenças dos valores de 1RM entre condições de teste para cada grupo, no momento pré os três grupos não apresentaram diferença

significativa ($p > 0,05$) entre os valores de 1RM nas condições de teste UL e BL. Já no momento pós, o GUL e o GBL mostraram diferença significativa ($p < 0,05$) entre os valores de 1RM nas condições de teste, de modo que cada grupo teve maiores valores na mesma condição de teste em que realizou o treinamento. Já o GC não apresentou diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores de 1RM nas duas condições de teste.

Tabela 3. Valores em média \pm DP de 1RM de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).

	Condição BL			Condição UL		
	Pré (kg)	Pós (kg)	Δ (%)	Pré (kg)	Pós (kg)	Δ (%)
GBL (n=15)	35,7 \pm 7,6	45,5 \pm 8,0*† †	28,5 \pm 12,3	34,9 \pm 6,8	43,1 \pm 7,3*	24,6 \pm 11,9
GUL (n=14)	39,0 \pm 7,3	46,6 \pm 7,2*†	20,3 \pm 6,8	38,0 \pm 7,8	50,2 \pm 8,3*† †	33,3 \pm 14,3
GC (n=16)	37,5 \pm 10	38,0 \pm 9,8	1,4 \pm 6,3	40,1 \pm 10,4	40,1 \pm 6,0	0,1 \pm 5,3

* Diferença significativa entre os valores pré e pós ($p < 0,05$); † Diferença significativa em relação ao GC ($p < 0,05$); † Diferença significativa entre condições de teste, no mesmo momento ($p < 0,05$).

4.3 Pico de torque (PT) isométrico

Os resultados encontrados para a variável PT isométrico estão apresentados na Tabela 4. Os valores de PT isométrico pré treinamento mostraram alta reprodutibilidade nas três condições de teste: BL (CCI=0,78; $p < 0,05$), UL direita (CCI=0,86; $p < 0,05$), UL esquerda (CCI=0,76; $p < 0,05$).

Os valores de PT isométrico não mostraram interação significativa ($p < 0,05$) entre os três fatores (grupo*condição*tempo), mas mostraram interação entre os fatores grupo*tempo ($p < 0,05$) e condição*tempo ($p < 0,05$), assim como efeito isolado da condição ($p < 0,05$) e do tempo ($p < 0,05$).

As análises de desdobramento mostraram que tanto o GBL, como o GUL

apresentaram valores absolutos de PT isométrico significativamente maiores ($p < 0,05$) no momento pós em relação ao momento pré, em ambas as condições de teste. Diferente do GC que não mostrou diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores pré e pós para essa variável.

No momento pré os grupos não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores absolutos de PT isométrico, tanto para a condição de teste BL, como para a condição UL. Já no momento pós houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre os valores absolutos de PT isométrico dos grupos, sendo que os valores do GUL foram significativamente maiores ($p < 0,05$) que os do GC, em ambas as condições de teste. O mesmo não aconteceu com o GBL.

Com relação à diferença dos valores de PT isométrico entre condições de teste em cada grupo, tanto no momento pré, como no momento pós, os três grupos mostraram diferença significativa ($p < 0,05$) entre os valores de PT isométrico na condição de teste UL e BL, sendo que para todos os grupos, nos dois momentos, a condição UL mostrou valores significativamente superiores ($p < 0,05$) de PT isométrico.

Tabela 4. Valores em média \pm DP de PT isométrico de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).

	Condição BL			Condição UL		
	Pré (Nm)	Pós (Nm)	Δ (%)	Pré (Nm)	Pós (Nm)	Δ (%)
GBL (n=15)	274,2 \pm 59,1	307,7 \pm 58,1*	13,1 \pm 12,5	311,0 \pm 62,4†	342,5 \pm 72,3*†	10,4 \pm 11,1
GUL (n=14)	286,6 \pm 48,3	327,6 \pm 57,3*†	14,7 \pm 11,3	323,7 \pm 60,8†	390,0 \pm 65,8*† †	21,4 \pm 10,5
GC (n=15)	276,6 \pm 55,7	257,5 \pm 58,4	7,4 \pm 17,9	319,6 \pm 55,8†	316,4 \pm 62,1†	5,5 \pm 11,6

* Diferença significativa entre os valores pré e pós ($p < 0,05$); † Diferença significativa em relação ao GC ($p < 0,05$); † Diferença significativa entre condições de teste, no mesmo momento ($p < 0,05$).

4.4 Pico de torque (PT) isocinético concêntrico

Os resultados da variável PT isocinético concêntrico estão apresentados na Tabela 5. Os valores de PT isocinético no momento pré treinamento demonstraram alta reprodutibilidade nas condições de teste UL direita e esquerda e moderada reprodutibilidade na condição BL: BL (CCI=0,70; $p<0,05$), UL direita (CCI= 0,87; $p<0,05$) e UL esquerda (CCI=0,83; $p<0,05$).

Os dados de PT isocinético mostraram interação significativa ($p<0,05$) entre os três fatores (grupo*tempo*condição) e efeito significativo ($p<0,05$) do tempo e da condição isolados.

As análises de desdobramento mostraram que tanto o GBL, como o GUL apresentaram valores absolutos de PT isocinético significativamente maiores ($p<0,05$) no momento pós treinamento em relação ao momento pré treinamento, em ambas as condições de teste. Diferente do GC que não mostrou diferença significativa ($p>0,05$) entre os valores pré e pós para essa variável.

No momento pré, não houve diferença significativa ($p>0,05$) entre os grupos para os valores absolutos de PT isocinético, em ambas as condições de teste, mas no momento pós treinamento foi encontrada diferença significativa ($p<0,05$), sendo que tanto para a condição de teste UL, como na condição BL apenas o GUL mostrou valores significativamente maiores ($p<0,05$) do que os valores do GC.

Com relação à diferença dos valores de PT isocinético entre condições de teste em cada grupo, tanto no momento pré, como no momento pós, os três grupos mostraram diferença significativa ($p<0,05$) entre os valores de PT isocinético na condição de teste UL e BL, sendo que para todos os grupos, nos dois momentos, a condição UL mostrou valores superiores de PT isocinético.

Tabela 5. Valores em média \pm DP de PT isocinético de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).

	Condição BL			Condição UL		
	Pré (Nm)	Pós (Nm)	Δ (%)	Pré (Nm)	Pós (Nm)	Δ (%)
GBL (n=15)	221 \pm 43,1	236,2 \pm 51,2*	6,7 \pm 9,0	248 \pm 46,1 †	265,4 \pm 50,2* †	7,0 \pm 5,3
GUL (n=14)	239,1 \pm 39,9	260,2 \pm 50,1*†	8,9 \pm 12,1	261,2 \pm 45,4 †	298,6 \pm 50,8*† †	14,9 \pm 9,4
GC (n=15)	209 \pm 42,8	204,1 \pm 44,4	3,1 \pm 19,1	254,8 \pm 47,3 †	237,6 \pm 49,7 †	9,0 \pm 5,7

* Diferença significativa entre os valores pré e pós ($p < 0,05$); † Diferença significativa em relação ao GC ($p < 0,05$); † Diferença significativa entre os condições de teste, no mesmo momento ($p < 0,05$).

4.5 Ativação muscular

Os resultados da variável ativação muscular, durante os testes de força isométrico e isocinético, estão apresentados nas Tabelas 6 e 7, respectivamente. Os valores de ativação muscular, durante o teste isométrico não demonstraram interação significativa ($p > 0,05$) entre os fatores (grupo*tempo*condição), mas sim efeito significativo ($p > 0,05$) da condição e do tempo isolados.

Em relação aos valores de ativação muscular durante o teste isocinético, não foi encontrada interação significativa entre os fatores ($p > 0,05$), mas houve efeito significativo ($p > 0,05$) da condição e do tempo isolados.

Tabela 6. Valores em média \pm DP de ativação muscular durante teste de força isométrico de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).

	Condição BL			Condição UL		
	Pré (μV)	Pós (μV)	Δ (%)	Pré (μV)	Pós (μV)	Δ (%)
GBL (n=14)	565,8 \pm 264,8	610,9 \pm 208,6*	15,7 \pm 31,8	680,9 \pm 265,2 †	748,0 \pm 288,0* †	12,0 \pm 21,0
GUL (n=10)	476,0 \pm 110,5	591,4 \pm 136,4*	25,4 \pm 18	523,9 \pm 99,0 †	731,2 \pm 152,7* †	39,0 \pm 18,0
GC (n=8)	471,4 \pm 227,1	504,9 \pm 243,5*	12,4 \pm 34,7	606,3 \pm 247,0 †	640,1 \pm 213* †	5,2 \pm 21,4

* Diferença significativa entre valores pré e pós (Efeito significativo do tempo; $p < 0,05$). † Diferença significativa entre condições de teste no mesmo momento (Efeito significativo da condição; $p < 0,05$).

Tabela 7. Valores em Média \pm DP de ativação muscular durante teste de força isocinético de extensão de joelhos e percentuais da variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós, nas condições de teste bilateral (BL) e unilateral (UL).

	Condição BL			Condição UL		
	Pré (μV)	Pós (μV)	Δ (%)	Pré (μV)	Pós (μV)	Δ (%)
GBL (n=14)	654,8 \pm 240,8	690,1 \pm 217,6*	10,3 \pm 21,7	719,1 \pm 256,0 †	773,2 \pm 252,4* †	10,1 \pm 18,7
GUL (n=9)	545,1 \pm 81,2	645,1 \pm 174,0*	16,7 \pm 26,1	611,0 \pm 102,7 †	697,3 \pm 103,8* †	14,5 \pm 15,2
GC (n=8)	522,8 \pm 181,3	558,2 \pm 146,2*	9,3 \pm 32,8	670,1 \pm 253,1 †	649,1 \pm 194,5* †	1,4 \pm 20,0

* Diferença significativa entre valores pré e pós treinamento (Efeito significativo do tempo; $p < 0,05$). † Diferença significativa entre condições de teste no mesmo momento (Efeito significativo da condição; $p < 0,05$).

4.6 Espessura muscular

Os resultados da variável EM estão apresentados na Tabela 8. Para essa variável foi utilizado o valor médio da EM dos membros (EM_M), direito e esquerdo,

sendo que para cada membro foi realizada a soma (EM_{QUA}) das espessuras dos músculos do quadríceps femoral (VL+VI+RF+VM). Os dados de EM_M mostraram interação significativa ($p<0,05$) entre os fatores (grupo*tempo) e efeito isolado do tempo ($p<0,05$).

Os três grupos apresentaram diferença significativa ($p<0,05$) entre os valores absolutos de espessura no momento pós em relação ao momento pré, sendo que para o GUL e o GBL os valores pós treinamento foram superiores aos valores pré treinamento, diferentemente do GC que mostrou maior valor de espessura no momento pré treinamento. As análises de desdobramento mostraram que não houve diferença significativa ($p>0,05$) entre os valores absolutos de espessura entre os três grupos tanto no momento pré como no momento pós.

Tabela 8. Valores em média \pm DP da EM dos extensores do joelho (média dos membros direito e esquerdo) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós.

Grupos	EM_M		
	Pré (mm)	Pós (mm)	Δ (%)
GBL (n=15)	69,3 \pm 6,8	75,5 \pm 7,2*	8,8 \pm 4,6
GUL (n=14)	70,5 \pm 10,9	76,4 \pm 9,1*	8,8 \pm 3,4
GC (n=16)	75,7 \pm 9,1	74,6 \pm 9,1*	1,47 \pm 6

EM_M =média da EM_{QUA} (VL+VI+RF+VM) dos membros direito e esquerdo.* Diferença significativa entre os valores pré e pós ($p<0,05$).

4.7 Índice bilateral de força

Os resultados da variável IB de força, para os valores de 1RM (IB_{RM}) e PT isométrico (IB_{PT}), estão apresentados nas tabelas 9 e 10, respectivamente. Os dados de IB com os valores de 1RM (IB_{RM}) mostraram interação significativa ($p<0,05$) dos dois fatores (grupo*tempo) e efeito significativo ($p<0,05$) do grupo isolado.

Tanto no momento pré como no momento pós os valores de IB_{RM} não foram

significativamente diferentes de zero ($p>0,05$) para nenhum dos grupos, indicando que os sujeitos não possuíam facilitação bilateral ou DB significativo para os valores de 1RM.

As análises de desdobramento mostraram que não houve diferença significativa ($p>0,05$) dos valores de IB_{RM} entre os grupos no momento pré, mas no momento pós houve diferença significativa ($p<0,05$) entre os grupos, sendo que o GBL mostrou valores significativamente diferentes do GUL e do GC.

Com relação à diferença entre os valores pré e pós, apenas o GUL mostrou diferença significativa ($p<0,05$) entre os valores de IB_{RM} no momento pós em relação ao momento pré.

Tabela 9. Valores em média \pm DP de índice bilateral calculado com os valores de 1RM (IB_{RM}) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós.

Grupos	IB_{RM}		
	Pré (Nm)	Pós (Nm)	Δ (%)
GBL (n=15)	2,6 \pm 9,2	5,9 \pm 9,0	3,2 \pm 9,9
GUL (n=14)	3,7 \pm 14,5	-6,5 \pm 7,8*†	10,2 \pm 12,2
GC (n=16)	-5,8 \pm 12,9	-4,5 \pm 12,6 †	1,3 \pm 6,2

* Diferença significativa entre os valores pré e pós ($p<0,05$). † Diferença significativa do GBL ($p<0,05$).

Para os dados de IB calculado com os valores de PT isométrico (IB_{PT}), não foi encontrada interação significativa ($p>0,05$) entre os fatores (grupo*tempo) ou efeito significativo ($p>0,05$) dos fatores isolados.

Os valores de IB_{PT} foram significativamente ($p<0,05$) diferentes de zero no momento pré e no momento pós, para todos os grupos, representando que os grupos possuíam DB significativo no momento pré e pós.

Tabela 10. Valores de média \pm DP de índice bilateral calculado com os valores de PT isométrico (IB_{PT}) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os momentos pré e pós.

Grupos	IB_{PT}		
	Pré (Nm)	Pós (Nm)	Δ (%)
GBL (n=15)	-11,5 \pm 9,9	-9,3 \pm 11,3	2,2 \pm 15,7
GUL (n=14)	-10,5 \pm 10,7	-15,7 \pm 7,7	5,2 \pm 10
GC (n=16)	-12,5 \pm 10,6	-18,5 \pm 7,3	7,8 \pm 9,7

4.8 Índice bilateral de ativação muscular

Os resultados da variável IB_{EMG} estão apresentados na Tabela 11. Para todos os grupos, os valores de IB_{EMG} foram significativamente diferentes ($p < 0,05$) de zero no momento pré, indicando que os sujeitos possuíam DB significativo para ativação muscular. Já no momento pós, o GUL e o GBL continuaram a apresentar valores de IB_{EMG} significativamente diferentes ($p < 0,05$) de zero, enquanto o GC não apresentou valores significativos ($p > 0,05$).

Uma interação significativa ($p < 0,05$) entre os fatores (grupo*tempo) foi encontrada para essa variável. As análises de desdobramento não mostraram diferença significativa ($p > 0,05$) dos valores absolutos de IB_{EMG} entre os grupos no momento pré e no momento pós. Ainda, não foi encontrada diferença significativa ($p > 0,05$), para o GUL e GBL, entre os valores de IB_{EMG} pré e pós treinamento. Enquanto o GC apresentou diferença significativa ($p < 0,05$) entre os valores pré e pós, mostrando que ocorreu redução dos valores de IB_{EMG} para esse grupo, de forma que o DB passou a não ser significativo no momento pós.

Tabela 11. Valores em média \pm DP de índice bilateral com os valores de ativação muscular (IB_{EMG}) e percentuais de variação ($\Delta\%$) entre os valores pré e pós.

Grupos	IB_{EMG}		
	Pré (%)	Pós (%)	Δ (%)
GBL (n=13)	-17,4 \pm 14,6	-20,2 \pm 15,3	2 \pm 29,9
GUL (n=10)	-9,5 \pm 7,9	-18,8 \pm 9,2	9,3 \pm 13,4
GC (n=9)	-21,7 \pm 11,6	-4,8 \pm 22,6*	16,8 \pm 21,7

*Diferença significativa entre os valores pré e pós ($p < 0,05$).

Devido à grande variabilidade dos dados de IB_{RM} , IB_{PT} , IB_{EMG} , o comportamento individual dos sujeitos dos três grupos estão apresentados nas figuras 11, 12 e 13, respectivamente

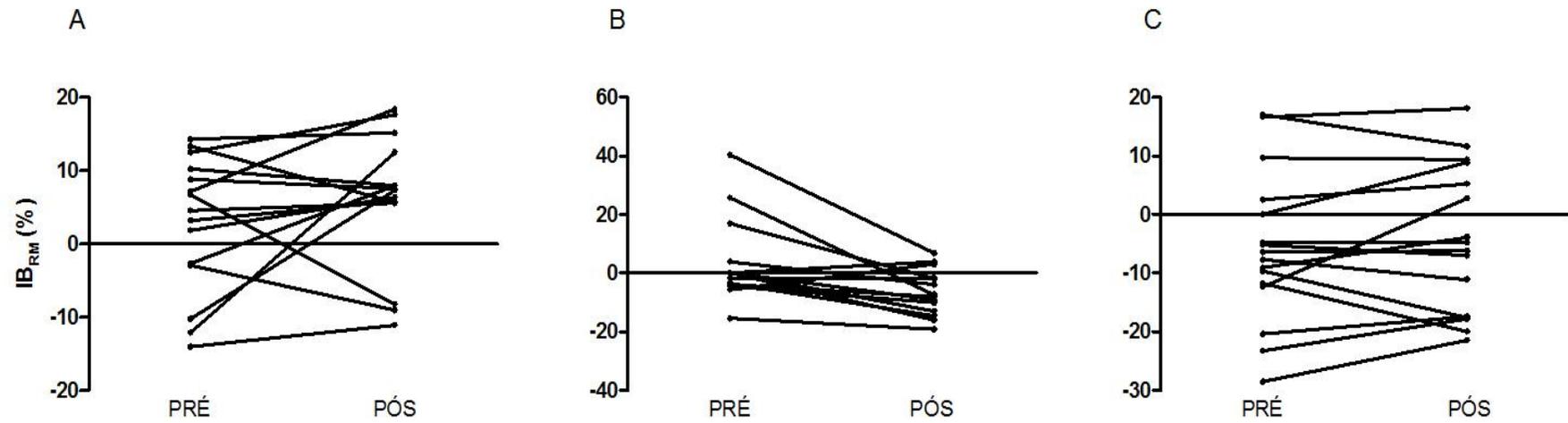


Figura 11. Valores individuais de índice bilateral calculado com os valores de 1RM (IB_{RM}) dos sujeitos nos momentos pré e pós. A= Valores do GBL; B=Valores do GUL; C=Valores do GC.

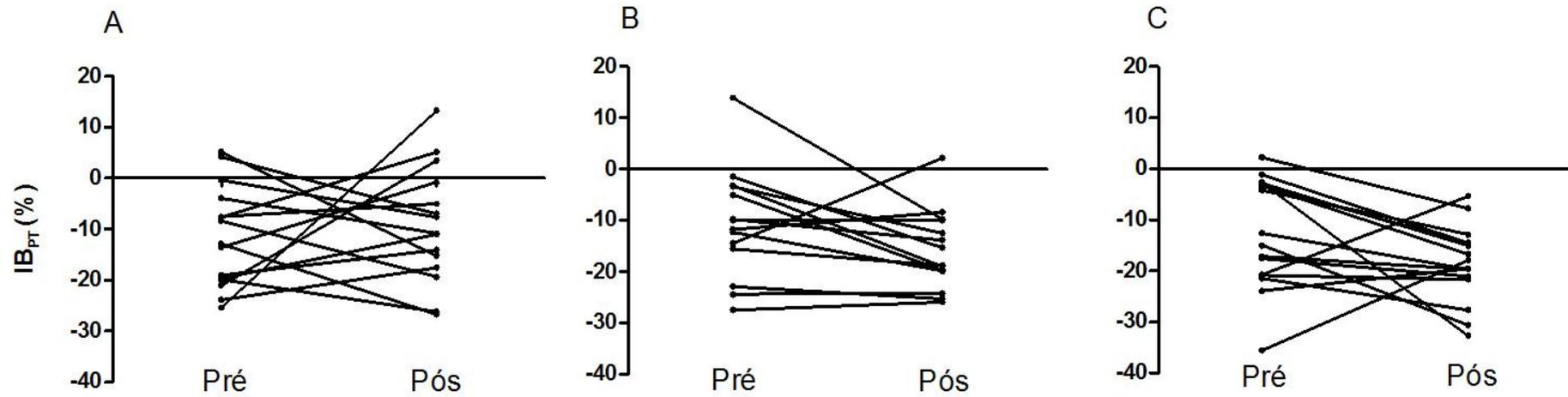


Figura 12. Valores individuais de índice bilateral calculado com os valores de pico de torque isométrico (IB_{PT}) dos sujeitos nos momentos pré e pós. A= valores do GBL; B=valores do GUL; C=valores do GC.

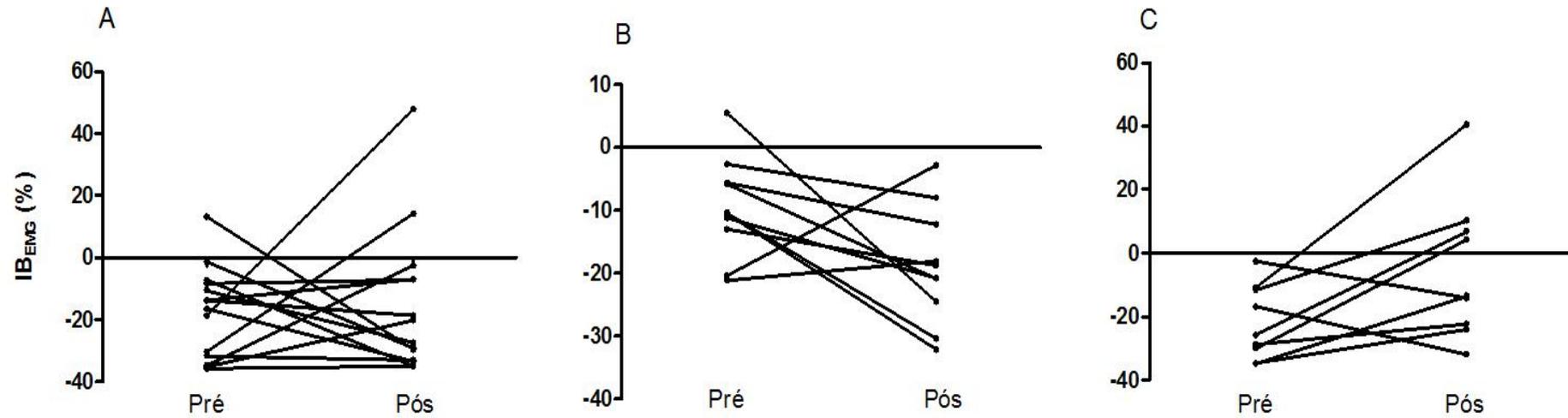


Figura 13. Valores individuais de índice bilateral de ativação muscular (IB_{EMG}) dos sujeitos nos momentos pré e pós. A= valores do GBL; B=valores do GUL; C=valores do GC.

4.9 Cargas de treino

As cargas de treino utilizadas por cada um dos grupos no final de cada mesociclo estão apresentadas na figura 14. Com relação às cargas de treino, ocorreu interação significativa ($p < 0,05$) entre os fatores (grupo*tempo) e efeito significativo ($p < 0,05$) do tempo isolado. As cargas de treino mostraram diferença significativa ($p < 0,05$) entre todos os quatro mesociclos, tanto no GUL como no GBL. Os valores das cargas de treino só foram significativamente diferentes ($p < 0,05$) entre os grupos no quarto mesociclo de treino.

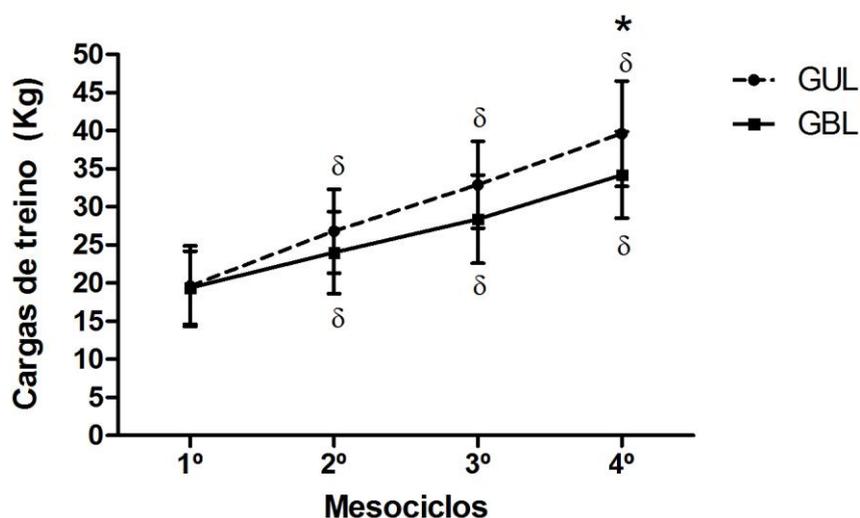


Figura 14. Valores em média \pm DP das cargas de treino do grupo unilateral (GUL) e do grupo bilateral (GBL), em cada mesociclo. *Diferença significativa entre os grupos no mesociclo ($p < 0,05$). δ Diferença significativa em relação aos mesociclos anteriores ($p < 0,05$).

5 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar o efeito que o treinamento de força realizado de forma UL ou BL exerce nas adaptações neuromusculares (neurais e morfológicas) dos músculos extensores do joelho de mulheres jovens. Os achados do presente estudo mostraram que ambas as formas de execução, promoveram ganhos de força máxima, hipertrofia e aumento da ativação muscular, na musculatura extensora do joelho, de forma similar.

A diferença entre a força realizada bilateralmente ou unilateralmente é caracterizada como déficit bilateral, um fenômeno já bem documentado em diferentes grupos musculares, movimentos articulares, contrações musculares e principalmente em sujeitos destreinados, mesmo que não se tenha um conhecimento completo dos seus mecanismos causadores (BOTTON & PINTO, 2012). Durante um longo período de treinamento, a possibilidade de se utilizar maiores cargas quando realizado o exercício de forma UL poderia ser uma interessante estratégia para otimizar os ganhos decorrentes do treinamento de força. Entretanto, a maioria dos trabalhos encontrados, que está relacionada ao tema, investigou o comportamento agudo do DB, e um número limitado de estudos investigou a relação da lateralidade com as adaptações neuromusculares do treinamento de força (HÄKKINEN *et al.*, 1996; TANIGUCHI, 1997 e 1998; JANZEN *et al.*, 2006), sem embasamento que demonstre vantagem na utilização de cada forma de execução, UL ou BL. Além disso, alguns estudos com treinamento utilizaram apenas as variáveis de força para investigar as diferenças, de modo que os aumentos de massa muscular e de ativação para cada tipo de treino, não foram comparados (TANIGUCHI, 1997 e 1998).

Os resultados dos testes de força máxima (1RM, PT isocinético e PT isométrico) mostraram que ambos os grupos de treino, GUL e GBL, obtiveram aumentos significativos em ambas as condições de teste, ou seja, os sujeitos que treinaram de forma BL, também aumentaram a força unilateralmente e os sujeitos que treinaram de forma UL também aumentaram a força bilateralmente. Esses dados corroboram com achados do estudo de Kuruganti *et al.* (2005), no qual foi realizado apenas treino de forma BL de extensão de joelhos, mas os resultados mostraram aumento de força nas condições de teste UL e BL. Os autores

colocaram que o ganho em ambas as condições de teste pode estar relacionado com um efeito cruzado, mas não aprofundaram a discussão. Por outro lado, nossos resultados diferem da hipótese e dos resultados encontrados por Taniguchi (1997), que demonstrou que os grupos aumentaram sua força de extensores de joelho apenas na condição em que treinaram (GBL aumentou significativamente apenas a força BL e o GUL aumentou significativamente apenas a força UL). No presente estudo, o grupo muscular e o movimento articular executado foram os mesmos para ambos os grupos (GUL e GBL). Com isso, o aumento da força em ambas as condições de teste era esperado, pois os mecanismos para incremento de força, como a hipertrofia, pressupõe aumento da quantidade de tecido contrátil e consequente incremento de força (AAGARD *et al.*, 2001) independente da forma de execução do teste. Diferenças metodológicas do presente estudo em relação ao estudo de Taniguchi (1997) podem justificar a divergência entre os achados. No estudo anterior, o programa de treinamento foi de apenas seis semanas de duração, o tipo de treino foi diferente (o autor realizou o estudo em um dinamômetro isocinético) e a progressão do treinamento também não foi igual a do presente estudo (realizaram todo o treino com três séries de seis repetições máximas). Os resultados do presente estudo, para as variáveis de força, corroboram com outros estudos que tiveram duração mais longa de treinamento (HÄKKINEN *et al.*, 1996; JANZEN *et al.*, 2006).

Ao mesmo tempo que ambos os grupos de treino aumentaram a força independente da condição de teste, ao analisar os resultados encontrados no teste de 1RM foi observado que os ganhos foram superiores na condição em que realizaram o treinamento, corroborando com outros estudos relacionados ao tema que também encontraram especificidade do treinamento relativo à lateralidade (HÄKKINEN *et al.*, 1996; JANZEN *et al.*, 2006). Possivelmente essa especificidade está relacionada às adaptações neurais do treinamento de força, como incremento da ativação da musculatura agonista, que foi observada por Häkkinen *et al.* (1996) em estudo que tem grande semelhança, metodológica e de resultados, com o presente estudo. Como no presente estudo não foi coletado o sinal eletromiográfico durante o teste de 1RM, de modo que só podem ser feitas especulações. A ativação muscular foi coletada apenas em teste isométrico e isocinético, com isso extrapolações não podem ser feitas, já que os resultados são diferentes

dependendo da condição de teste, quando se trata da lateralidade (SALE, 1988).

Quando comparados os valores absolutos de 1RM entre os grupos no momento pós, para a condição de teste UL apenas o GUL apresentou valores superiores aos do GC, mas não superiores em relação ao GBL. Seria esperado que o GBL por ter incrementado seus valores de 1RM nessa condição, também apresentasse valores significativamente maiores que o GC. Tal fato não ocorreu possivelmente pela variabilidade entre sujeitos, já que a análise foi feita com os valores absolutos e não com o percentual de variação entre o pré e o pós.

Um dos interessantes achados desse estudo foi que os resultados dos testes de força isométrico e isocinético também mostraram que os dois grupos de treino aumentaram seus valores de PT, mesmo esses dois testes não sendo específicos a condição de treino, o que corrobora com o conceito de generalidade da força (HORTOBAGYI *et al.*, 1989) para essa variável. Baker *et al.* (1994b), colocaram que a força da musculatura pode ser específica ao padrão de movimento, independente do teste ser isométrico ou dinâmico. No presente estudo todos os testes realizados foram de extensão de joelhos, mesmo movimento que também foi realizado durante o treinamento. Dos trabalhos encontrados na literatura, relacionados ao tema, nenhum investigou os valores de força em outras condições (ex.: isocinética e isométrica), que não fossem específicas à condição de treino (ex.:1RM), mas outros trabalhos, não relacionados ao tema em questão, também encontraram transferência dos ganhos para outras condições de teste que não as específicas do treino (BOTTARO *et al.*, 2010; RADAELLI *et al.*, 2013).

É importante considerar que no momento pós, com relação aos valores absolutos de PT isométrico e isocinético para ambas as condições de teste, apenas o GUL apresentou valores superiores aos do GC. Seria esperado que o GBL também tivesse valores superiores ao GC, já que o mesmo apresentou ganhos nessas variáveis. Ainda, se o fato de apenas o GUL ter valores maiores que o GC indicasse que os incrementos desse grupo foram superiores, este deveria ser diferente do GBL, o que não aconteceu. Mais uma vez a variabilidade pode ter influenciado os resultados da análise estatística, já que trabalhamos com os valores absolutos. Outra possibilidade é que mesmo que o GBL tenha tido incrementos, esses não ocorreram na mesma proporção que para o GUL.

Diferentemente do que foi encontrado para os valores de 1RM, para os

valores de PT isométrico e isocinético os ganhos não foram específicos, já que no momento pós treinamento os três grupos apresentaram maiores valores de PT na condição de teste UL em relação à condição BL. É importante considerar que para o RM não existia diferença entre valores nas duas condições de teste, no momento pré. Enquanto para o PT isométrico e isocinético, todos os grupos já partiram de valores superiores de PT na condição de teste UL. Deste modo, mesmo com o treino sendo executado de forma diferente, para o GBL, a força UL continuou aumentando e a diferença que já existia no momento pré continuou a existir no momento pós. Esses maiores valores em condição UL são justificados pela presença do déficit bilateral (variável discutida de forma específica no próximo parágrafo) tanto no momento pré como no momento pós. Ainda, maiores valores de força UL nos membros inferiores de sujeitos destreinados são esperados, pois a maior parte dos padrões de movimentos executados nas atividades da vida diária são feitos com os membros alternadamente (ex.: caminhar, subir e descer escadas, entre outros). Outro ponto a considerar na diferença de resultados entre o teste de 1RM e os testes isocinético e isométrico, para os ganhos de força, são as particularidades de cada tipo de teste. Em teste isocinético a força máxima é realizada durante toda a amplitude de movimento; no teste isométrico se tem a força máxima em apenas um ângulo articular. Já no teste de 1RM a produção de força depende da mecânica da própria cadeia extensora, de forma que não se realiza força máxima durante toda amplitude de movimento.

Na perspectiva do efeito dos dois tipos de treino no DB, o presente estudo optou por verificar os valores de IB de força a partir dos valores de 1RM e dos valores de PT isométrico. Isso porque a condição isométrica tem sido referida na literatura como a mais fiel para representação do déficit, devido à maior estabilização que pode ser atingida. (JAKOBI & CHILIBECK, 2001; BOTTON & PINTO, 2012). No entanto, entende-se que seria importante apresentar o déficit relativo à condição específica de treino. Os valores de IB_{PT} mostraram que todos os grupos apresentavam DB no momento pré e continuaram com valores significativos no momento pós. No entanto, para os valores de IB_{RM} , os sujeitos não possuíam valores significativos de DB ou de facilitação bilateral no início do treinamento e continuaram não apresentando no momento pós. O objetivo desse estudo não foi comparar o déficit em diferentes condições de teste, mas como referido na

literatura o DB pode se manifestar de forma diferente dependendo das condições de teste, sendo que as condições isométricas podem melhor representá-lo (JAKOBI & CHILIBECK, 2001). Da mesma forma, as condições isocinéticas permitem o máximo de força ao longo de todo movimento, assim podem ser de grande valia no cálculo do DB. Além do que, o déficit parece não diferir entre condições isométricas e isocinéticas para extensores de joelho (BOTTON *et al.*, 2013), mas é possível que durante o teste de 1RM, com resistência variável, a diferença entre cargas em condição UL e BL não seja tão pronunciada. Em estudo de Janzen *et al.* (2006) e de Häkkinen *et al.* (1996), também não foi encontrado DB significativo no momento pré treinamento, calculado com os valores de 1RM.

Era esperado, conforme citado na literatura (TANIGUCHI, 1997 e 1998) que o treino executado de forma BL movesse o IB em uma direção positiva (podendo reduzir o DB) e que o treino UL movesse o IB para uma direção negativa (podendo aumentar o DB). Achados deste estudo suportam essa hipótese parcialmente. Para nenhum dos grupos houve diferença significativa entre valores de IB_{PT} no momento pós em relação ao pré. Considerando que todos os grupos possuíam DB no início da pesquisa, já partiram de uma diferença entre os valores de força em condição UL e BL, de modo que o treinamento não foi suficiente para modificar significativamente essa diferença. É importante considerar que apesar das mudanças dos valores de IB_{PT} não terem sido significativas, elas corresponderam, de certa forma, a hipótese de que o treino BL deve alterar em um sentido positivo e o treino UL em sentido negativo, os valores de IB. Os valores do GBL foram de -11,5% para -9,3%, enquanto os valores do GUL foram de -10,5% para -15,7%. Possivelmente, períodos maiores de treinamento demonstrassem diferenças significativas.

Já para o IB_{RM} , o GBL não mostrou alterações significativas nos valores com o treinamento, enquanto que o GUL modificou os valores de IB_{RM} com o treinamento, movendo-os em uma direção negativa. O GBL mudou seus valores de IB_{RM} do pré para o pós, mas essa alteração não foi significativa. Um aumento significativo nos valores de IB com o treinamento BL estaria relacionado a ganhos de força apenas na condição BL, ou maiores nessa condição em relação aos ganhos na condição UL. No presente estudo, para o GBL, mesmo que os ganhos tenham sido maiores na condição treinada, houve incremento também na força UL. Com isso, os

maiores incrementos na condição de teste BL parecem não terem sido suficientes para causar modificações significativas no IB. Os nossos dados discordam dos dados encontrados por Janzen *et al.* (2006), que encontraram efeito apenas do GBL aumentando os valores de IB. Essa diferença pode ser justificada por problemas metodológicos, como os próprios autores referem no texto, os sujeitos com maior treinabilidade ficaram no GBL. Além disso, o tempo de duração do estudo (26 semanas) foi diferente do presente estudo. É possível que em períodos mais longos o treino executado de forma BL altere de forma significativa o IB, uma vez que em estudo agudo que avaliou o IB em sujeitos treinados de forma BL (como levantadores de peso) mostrou que esses sujeitos têm facilitação bilateral comparado com sujeitos destreinados (HOWARD & ENOKA, 1991).

Häkkinen *et al.* (1996), após 12 semanas de treinamento, encontraram que o treino realizado de forma BL promoveu uma média de incremento de 7% na razão de força BL/UL (um indicador de DB semelhante ao IB), enquanto o GUL apresentou uma média de redução de 2% na razão de força BL/UL, calculado com o valor de 1RM, sendo que ambas as alterações foram significativas. No presente estudo o GUL apresentou um delta de variação de aproximadamente -10%, enquanto o GBL apresentou uma variação de aproximadamente 3%. A divergência de resultados pode estar relacionada à variabilidade dos valores de IB entre os sujeitos do mesmo grupo, que pode ser observada na Figura 11, e a diferença entre as metodologias de treinamento utilizadas.

Quanto ao IB_{EMG} , dentro da revisão de literatura realizada para o presente estudo, este parece ser o primeiro estudo de treinamento que calculou o déficit de ativação muscular. Neste estudo, o IB_{EMG} foi realizado apenas a partir dos dados obtidos durante teste isométrico máximo. No momento pré treinamento, todos os grupos apresentavam valores significativos de IB_{EMG} , caracterizando a presença de DB e justificando o DB que também foi encontrado na força. Já no momento pós, o GC não apresentou déficit, de modo que esse foi o único grupo que alterou significativamente os valores entre os dois momentos. O DB é atribuído a limitações neurais e com isso, deveria existir um comportamento de queda proporcional entre o déficit de força e de ativação (OHTSUKI, 1983). No entanto, o corrente estudo encontrou essa proporcionalidade em partes, visto que o GC continuou com DB na força no momento pós, mas teve redução significativa do DB

de ativação. Outros estudos agudos, também não encontraram essa proporcionalidade na queda dos valores de força e ativação e justificam que as diferenças entre as formas de execução UL e BL são pequenas, de forma que o método eletromiográfico não é sensível o suficiente para detectar essas alterações (SCHANTZ *et al.*, 1989; HOWARD & ENOKA, 1991; JAKOBI & CAFARELLI, 1998). Acredita-se que a variação dos dados do GC esteja relacionada à própria variabilidade do método eletromiográfico, já que o método parece menos reprodutível em intervalos longos de teste-reteste (KOLLMTIZER *et al.*, 1999). Além disso, outros aspectos devem ser considerados: 1) apesar dos sujeitos estarem destreinados em um período mínimo de três meses, alguns sujeitos possuíam experiência anterior com treino de força, enquanto outros não, o que pode afetar o comportamento da ativação muscular; 2) mudanças na camada de gordura subcutânea podem alterar a amplitude do sinal eletromiográfico captado (DE LUCA, 1996).

É interessante ressaltar que, relativo aos valores de IB calculado com valores de força e ativação muscular, ao observar os gráficos de comportamento individual dos sujeitos (Figuras 11, 12 e 13), o GUL mostra um comportamento, aparentemente, mais uniforme das alterações dos valores de IB com o treinamento, mostrando uma redução na variabilidade dos valores no momento pós. Diferentemente do que aconteceu com o GBL.

Os ganhos na força encontrados neste estudo, discutidos até o presente momento, são atribuídos ao aumento da ativação muscular e a incrementos de massa muscular. Relativo às adaptações morfológicas, poucos estudos relacionados à comparação do treino UL e BL realizaram medidas que pudessem provar uma diferença entre os dois tipos de treinamento (HÄKKINEN *et al.*, 1996; KURUGANTI *et al.*, 2005; JANZEN *et al.*, 2006). Como relatado anteriormente, alguns estudos levantaram a hipótese da possibilidade de que a execução UL resultasse em maiores ganhos de massa muscular por permitir a utilização de cargas mais pesadas (JANZEN *et al.*, 2006). Contudo, no presente estudo, ambos, GUL e GBL, aumentaram significativamente a EM, sem diferença entre eles. Esse achado corrobora com achados de outros estudos (HÄKKINEN *et al.*, 1996; JANZEN *et al.*, 2006) que encontraram incremento em ambos os grupos de forma similar. Ainda, com relação à carga de treino, apenas no quarto mesociclo o GUL

apresentou cargas de treinamento significativamente mais elevadas que o GBL. Em estudo de Janzen *et al.* (2006) nos três momentos (pré, meio e pós) do treinamento de 26 semanas, o GUL treinou o exercícios extensão de joelhos com cargas mais pesadas que o GBL e mesmo assim não foi encontrada diferença entre os grupos com relação aos incrementos de massa muscular. Deve ser considerado que os autores compararam as cargas com valores percentuais relativos ao RM inicial, diferente do que foi adotado no presente estudo (valores absolutos). Além disso, a diferença entre os resultados do presente estudo e o estudo previamente citado, em relação às cargas de treino, pode ser justificada pela progressão do treinamento e pelo tempo mais longo de treinamento (26 semanas).

Os demais estudos não fizeram a comparação entre as cargas de treino utilizadas pelo GUL e o GBL. Como mencionado, no presente estudo apenas no último mesociclo houve diferença entre as cargas utilizadas pelo GUL e pelo GBL, o que permite pressupor que essa diferença entre cargas comece a fazer diferença em períodos mais longos de treinamento. No presente estudo, que consistiu em 12 semanas de treinamento, a diferença entre cargas apenas no quarto mesociclo não foi suficiente para constatar a hipótese de que o GUL teria maiores incrementos de massa muscular em função da maior carga suportada.

Por parte das adaptações neurais, era esperado que ocorresse um comportamento proporcional entre os ganhos de força e os aumentos de ativação, e que a especificidade dos ganhos fosse justificada pelas adaptações neurais, já que os incrementos de EM foram semelhantes entre os grupos. Entretanto, os dados de ativação muscular não mostraram interação significativa entre os fatores (grupo, condição e tempo) e sim apenas efeito isolado do tempo e da condição. Para ativação do sinal coletado no teste isométrico todos os grupos mostraram aumento dos valores no momento pós. Já que o próprio GC apresentou alterações nos valores de ativação pré e pós, não se pode afirmar que o treinamento realizado foi responsável pelos aumentos de ativação. Entretanto, acredita-se que os grupos de treino tenham sofrido adaptações neurais, como aumento da ativação agonista, aumento da frequência de disparo das unidades motoras, bem como a sincronização desses disparos (BIRD *et al.*, 2005; GABRIEL *et al.*, 2006), mas que a variabilidade dos dados tenha limitado a análise estatística. Como já foi discutido

anteriormente, a variabilidade associada ao método eletromiográfico utilizado neste estudo pode ter influenciado os resultados, já que foram utilizados os valores absolutos. As mudanças que ocorrem na morfologia dos músculos com o treinamento podem alterar a capacidade de detectar mudanças longitudinais com esse método (FOLLAND & WILLIAMS, 2007).

Para os valores de ativação coletados no teste isocinético ocorreu a mesma situação encontrada na ativação muscular coletada no teste de força isométrico. Foram encontrados ganhos de ativação em todos os grupos, para ambas as condições de teste, com exceção do GC que demonstrou uma redução na ativação em condição de teste UL. Como o GC não realizou exercícios de força no período de 12 semanas, é possível explicar a redução pela própria inatividade dos sujeitos durante esse período. Além disso, esse grupo não mostrou aumento nos valores de força.

Considerando os grupos de treino, os aumentos nos valores de PT isométrico e isocinético, em ambas as condições de teste, parecem ter sido acompanhados por ganhos na ativação, também em ambas as condições. Ainda, os dados de ativação apresentaram efeito significativo da condição, de forma que os ganhos foram maiores na condição UL, condizendo com os ganhos de força e representando essa proporcionalidade entre ganhos de força e ativação. No entanto, a ativação muscular não foi mensurada em condição específica do treino, de modo que os dados de ativação desse estudo não podem justificar os ganhos de força no teste de 1RM, mas especulações podem ser feitas, já que houve transferência dos ganhos de força para condições teste não específicas, o mesmo pode ter acontecido com a ativação muscular.

6 CONCLUSÕES

Em resumo, os resultados do presente estudo demonstraram que ambas as formas de execução, UL e BL, são eficientes para incrementar a força, a massa muscular e a ativação da musculatura extensora do joelho, sem diferença significativa entre elas. O teste de 1RM mostrou que os maiores ganhos foram específicos a condição em que os sujeitos realizaram o treinamento. Além disso, os grupos de treino obtiveram transferência dos ganhos de força para outras condições de teste (isométrico e isocinético). No entanto, para os incrementos de PT isométrico e isocinético, os maiores ganhos não foram específicos a condição treinada e sim na condição de teste UL, para ambos os grupos.

Para os valores de IB, de forma significativa, apenas o GUL alterou os valores de IB_{RM} para uma direção negativa. Futuros estudos são necessários para investigar as adaptações após períodos de treinamento mais longos, pois apenas a partir do quarto mesociclo de treino as cargas do GUL foram superiores as do GBL.

Pensando nas aplicações práticas, ambos os tipos de treino podem ser utilizados com objetivo de aumentar a força e a massa muscular e é possível sugerir que em períodos mais longos o treino UL venha a fazer diferença nesses ganhos. Pensando no DB, o treino BL parece não causar redução significativa no DB em períodos menores ou iguais a 12 semanas, já o treino UL parece aumentar de forma significativa. Com isso, sujeitos que priorizam um membro em relação ao outro em suas práticas esportivas, podem se beneficiar desse tipo de treino para aumentar o seu desempenho.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; ANDERSEN, J.L.; DYHRE-POULSEN, P.; LEFFERS, A-M.; WAGNER, A.; MAGNUSSON S.P.; HALKJAER-KRISTENSEN, J.; SIMONSEN, E.B. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. **Journal of Physiology**, v. 534, n. 2, p. 613–623, 2001.

AAGARD, P. Training-induced changes in neural function. **Exercise and Sport Science Reviews**, v. 31, n. 2, p. 61-67, 2003.

ABE, T.; DEHOYOS, D.V.; POLLOCK, M.L.; GARZARELLA, L. Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 81, n. 3, p. 174-80, 2000.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Position stand: progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009.

BAECHELE, T.R.; GROVES, B.R. **Treinamento de força: passos para o sucesso**. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

BAECHLE, T.R.; EARLE, R.W. **Essential of strength training and conditioning**. 3ª ed. Champaign: Human Kinetics, 2008.

BAKER, D.; WILSON, G.; CARLYON, R. Periodization: The effect on strength of manipulating volume and intensity. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 8, n. 4, p. 235-242, 1994a.

BAKER, D.; WILSON, G.; CARLYON, B. Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. **European Journal of Applied Physiology**, v. 68, n.4, p. 350-355, 1994b.

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

BIRD, S.P.; TARPENNING, K.M.; MARINO, F.E. Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness a review of the acute programme variables. **Sports Medicine**, v. 35, n. 10, p. 841-851, 2005.

BOTTARO, M.; VELOSO, J.; WAGNER, D.; GENTIL, P. Resistance training for strength and muscle thickness: Effect of number of sets and muscle group trained. **Science and Sports**, v. 26, n. 5, p. 259—264, 2011.

BOTTON, C.E.; PINTO, R.S. Déficit Bilateral: origem, mecanismos e implicações para o treino de força. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 14, n. 6, p. 749-761, 2012.

BOTTON, C.E.; RADAELLI, R.; WILHELM, E.N.; SILVA, B.G.C.; BROWN, L.E.; PINTO, R.S.; Bilateral deficit between concentric and isometric muscle actions. **Isokinetics and Exercise Sciences**, v. 21, n. 2, p. 161-165, 2013.

BUFORD, T.W.; ROSSI, S.J.; SMITH, D.B.; WARREN, A.J. A comparison of periodization models during nine weeks with equated volume and intensity for strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 4, p. 1245–1250, 2007.

CAROLAN, B.; CAFARELLI, E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 73, n. 3, p. 911-917, 1992.

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, n. 1-2, p. 170-175, 1998.

CHILIBECK, P.D.; STRIDE, D.; FARTHING, J.P.; BURKE, D.G. Effect of creatine ingestion after exercise on muscle thickness in males and females. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 10, p. 1781-8, 2004.

CORREIA, P.P.; MIL-HOMENS, P. **A eletromiografia no estudo do movimento humano**. 1ª ed. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana, 2004.

COSTA, R.F. **Composição corporal: teoria e prática da avaliação**. 1ª ed. São Paulo: Manole, 2001.

DEFREITAS, J.M.; BECK, T.W.; STOCK, M.S.; DILLON, M.A.; KASISHKE, P.R. Na examination of the time course of training-induced skeletal muscle hypertrophy. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n.11, p. 2785-2790, 2011.

DE LUCA, C.J. The use of electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997.

ESCAMILLA, R.F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercises**, v. 33, n. 1, p. 127-141, 2001.

ESFORMES, J.I.; NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N. Measurement of human muscle volume using ultrasonography. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 1, p. 90-92, 2002.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4 p. 1486–1495, 2004.

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

FLING, B.W.; CHRISTIE, A.; KAMEN, G. Motor unit synchronization in FDI and biceps brachii muscle of strength-trained males. **Journal of Electromyography**

and Kinesiology, v. 19, n. 5, p. 800-809, 2009.

FOLLAND, J.P.; WILLIAMS, A.G. The adaptations to strength training.morphological and neurological contributions to increased strength. **Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 145-168, 2007.

FRY, A.C. The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. **Sports Medicine**, v. 34, n. 10, p. 663-679, 2004.

GABRIEL, D.A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural Adaptations to Resistive Exercise Mechanisms and Recommendations for Training Practices. **Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 133-149, 2006.

GALVÃO, D.A.; TAAFFE, D.R. Single- vs. multiple-set resistance training: recent developments in the controversy. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 3, p. 660-7, 2004

GENTIL, P.; OLIVEIRA, E.; JÚNIOR, V.A.R.; CARMO, J.; BOTTARO, M. Effects of exercise order on upper-body muscle activation and exercise performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 4, p. 1082-1086, 2007.

GIBSON, A.S.C.; LAMBERT, M.I.; NOAKES, T.D. Neural control of force output during maximal and submaximal exercise. **Sports Medicine**, v. 31, n. 9, p. 637-650, 2001.

GONYEA, W.J.; SALE, D.G.; GONYEA, F.B.; MIKESKY, A. Exercise induced increases in muscle fiber number. **European Journal of Applied Physiology an Occupational Physiology**, v. 55, n. 2, p. 137-141, 1986

GONZALEZ-IZAL, M.; MALANDA, A.; GOROSTIAGA, E.; IZQUIERDO M. Electromyographic models to assess muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 4, p. 501-512, 2012.

HORTOBAGYI, T.; KATCH, F.I.; LACHANCE, P.F. Interrelationships among various measures of upper body strength assessed by different contraction modes. Evidence for a general strength component. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 58, n. 7, p. 749-755, 1989.

HOUSH, D.J.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; CHU, W.K. Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 73, n. 1, p. 65-70, 1992.

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 Physiologica Scandinavica**, v. 158, n. 1 p. 77-88, 1996.

HÄKKINEN, K.; NEWTON, R.U.; GORDON, S.E.; MCCORMICK, M.; VOLEK, J.S.; NINDL, B.C.; GOTSHALK, L.A.; CAMPBELL, W.W.; EVANS W.J.; HAKKINEN, A.; HUMPHRIES, B.J.; KRAEMER, W.J. Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v. 53A, n. 6, p. B415-B423, 1998.

HAY, D.; SOUZA V. A.; FUKASHIRO S. Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. **Human Movement Science**, v. 25, n. 2, p. 181–191, 2006.

HERNANDEZ, J.P.; NELSON-WHITE, N.L.; FRANKE, W.D.; MCLEAN, S.P. Bilateral index expressions and iEMG activity in older versus younger adults. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 58A, n. 6, p. M536-M541, 2003.

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.

HOEGER, W.W.K.; BARETTE, S.L.; HALE, D.F.; HOPKINS, D.R. Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum. **Journal of Applied Sport Science Research**, v. 1, n. 1, p. 11-13, 1987.

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.

JACKSON, A.S.; POLLOCK, M.L.; WARD, A. Generalized equations for predicting body density of women. **Medicine and Science in Sports and Exercises**, v.12, n.3, p. 175-181, 1980.

JAKOBI, J.M.; CAFARELLI, E. Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 1, p. 200-206, 1998.

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.

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 post-menopausal women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 3, p. 253–260, 2006.

KAMEN, G.; KNIGHT, C.A. Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. **Journals of Gerontology: Medical Sciences**, v. 59A, n. 12, p. 1334-1338, 2004.

KAWAKAMI, Y.; SALE D. G.; MACDOUGALL, J.D.; MOROZ, J.S. Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. **European Journal of Applied Physiology**, v. 77, n. 3, p. 212-216, 1998.

KELLIS, E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. **Sports Medicine**, v. 25, n 1, p. 37-62, 1998.

KEMMLER, W.K.; LAUBER, D.; ENGELKE, K.; WEINECK, J. Effects of single- vs. multiple-set resistance training on maximum strength and body composition in trained postmenopausal women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 4, p. 689–694, 2004.

KIRK, E.P.; WASHBURN, R.A.; BAILEY, B.W.; LECHEMINANT, J.D.; DONNELLY, J.E. Six months of supervised high-intensity low-volume resistance training improves strength independent of changes in muscle mass in young overweight men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n 1, p. 151–156, 2007.

KHODIGUIAN, N.; CORNWELL, A.; LARES, E.; DICAPRIO, P.A.; HAWKINS, S.A. Expression of the bilateral deficit during reflexively evoked contractions. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n 1, p. 171–178, 2003.

KNUTTGEN, H.G.; KRAEMER, W.J. Terminology and measurement in exercise performance. **Journal of Applied Sport Science Research**, v. 1, n. 1, p. 1-10, 1987.

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.

KOLLMITZER, J.; EBENBICHLER, G.R.; KOPF, A. Reliability of surface electromyographic measurements. **Clinical Neurophysiology**, v. 110, n.4, p. 725-734, 1999.

KOMI, P.V. **Força e potência no esporte**. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

KORHONEN, M.T.; MERO, A.A.; ALÉN, M.; SIPILÄ, S.; HÄKKINEN, K.; LIIKAVAINIO, T.; VIITASALO, J.T.; HAVERINEN, M.T.; SUOMINEN, H. Biomechanical and skeletal muscle determinants of maximum running speed with aging. **Medicine and Science in Sports and Exercises**, v. 41, n. 4, p. 844-56, 2009

KRAEMER, W.J. Exercise prescription in weight training: manipulating program variables. **National Strength and Conditioning Association**, v. 5, n. 3, p. 58-59, 1983.

KRAEMER, W.J.; RATAMESS, N.A. Fundamentals of resistance Training: Progression and Exercise Prescription. **Medicine and Science in Sports Exercise**, v. 36, n. 4, p. 674-688, 2004.

KUMAGAI, K.; KUMAGAI, K.; ABE, T.; BRECHUE, W.F.; RYUSHI, T.; TAKANO, S.; MIZUNO, M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. **Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 3, p. 811-816, 2000.

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.

KURUGANTI, U.; SEAMAN, K. 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, n. 3, p. 322–326, 2006.

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, n. 6, p. 721-726, 2008.

KURUGANTI, U.; PARKER, P.A.; TINGLEY, M.; SLEIVERT, G.G. A Comparison of Measures of the Bilateral Limb Deficit During Short and Long Time Isometric Knee Extensions. **The Internet Journal of Bioengineering**, v. 4, n. 2, 2010.

LOMBARDI, V.P. **Beginning weight training: The safe and effective way.** Dubuque, IA: Wm. C. Brown, 1989.

MCCAWE, S.T.; FRIDAY, J.J. A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 8, n. 4, p. 259-264, 1994.

MCCURDY, K.W.; LANGFORD, G.A.; DOSCHER, M.W.; WILEY, L.P.; MALLARD, K.G. The effects of short-term unilateral and bilateral lower-body resistance training on measures of strength and power. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 9–15, 2005.

MARSHALL, P. W.; MCEWEN, M.; ROBBINS, D.W. Strength and neuromuscular adaptation following one, four, and eight sets of high intensity resistance exercise in trained males. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 12, p. 3007-3016, 2011.

MATKOWSKI, B.; MARTIN, A.; LEPERS, R. Comparison of maximal unilateral versus bilateral voluntary contraction force. **European Journal of Applied Physiology**, v. 11, n. 8, p. 1571-1578, 2011.

MIRANDA, H.; FLECK, S.J.; SIMAO, R.; BARRETO, A.C.; DANTAS, E.H.M.; NOVAES, J. Effect of two different rest period lengths on the number of repetitions

performed during resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 4, p. 1032-1036, 2007.

NARICI, M.V.; ROI, G.S.; LANDONI, L.; MINETTI, A.E.; 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.

NARICI, M.V.; HOPPELER, H.; KAYSER, B.; LANDONL, I.; CLAASSEN, H.; GAVARDI, C.; CONTI, M.; CERRETELLI, P. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 157, n. 2, p. 175-186, 1996.

ODA, S.; MORITANI, T. Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. **European Journal of Applied Physiology**, 69: 240-243, 1994

ODA, S.; MORITANI, T. Cross-correlation studies of movement-related cortical potentials during unilateral and bilateral muscle correlations in humans. **European Journal of Applied Physiology**, 74: 29-35, 1996

OHTSUKI, T. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. **Behavioural Brain Research**, v. 7, p. 165-178, 1983.

OWINGS, T.M.; GRABINER, M.D. Normally Aging Older Adults Demonstrate the Bilateral Deficit During Ramp and Hold Contractions. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v. 53, n. 6, p. B425-B429, 1998a.

OWINGS, T.M.; GRABINER, M.D. Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent. **Medicine and Science in Sports and Exercises**, v. 30, n. 8, p. 1257-1262, 1998b.

PINCIVERO, D.M.; LEPHART, S.M.; KARUNAKARA, R.G. Effects of intrasession rest interval on strength recovery and reliability during high intensity exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 12, n. 3, p. 152-156, 1998.

PINTO, R.S.; BOTTON, C.E.; KUCKARTZ, B.T.; LIMA, C.S.; MORAES, A.C.; BOTTARO, M. Avaliação do déficit bilateral em contrações isométricas dos extensores do joelho. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 14, n. 2, p. 202-211, 2012.

RADAELLI, R.; BOTTON, C.E.; WILHELM, E.N.; BOTTARO, M.; LACERDA, F.; GAYA, A.; MORAES, K.; PERUZZOLO, A.; BROWN, L.E.; PINTO, R.S. Low and high-volume strength training induces similar neuromuscular improvements in muscle quality in elderly women. **Experimental Gerontology**, v. 48, n. 8, p. 710-716, 2013.

REEVES, N.D.; MAGANARIS, C.N.; NARICI, M.V. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n.1, p. 116-118, 2004.

REYNOLDS, J.M.; GORDON, T.J.; ROBERGS, R.A. Prediction of one repetition maximum strength from multiple repetition maximum testing and anthropometry. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 3, p. 584-592, 2006.

RHEA, M.R.; ALVAR, B.A.; BURKETT, L.N.; BALL, S.D. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n 3, p. 456-464, 2003.

RONNESTAD, B.R.; EGELAND, W.; KVAMME, N.H.; REFSNES, P.E.; KADI, F.; RAASTAD, T. Dissimilar effects of one- and three-set strength training on strength and muscle mass gains in upper and lower body in untrained subjects. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n 1, p. 157–163, 2007.

ROBINSON, J.M.; STONE, M.H.; JOHNSON, R.L.; PENLAND, C.M.; WARREN B.J.; LEWIS, R.D. Effects of different weight training exercise/rest intervals on strength, power, and high intensity exercise endurance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 9, p. 216–221, 1995.

RUTHERFORD, O.M.; JONES, D.A.; The role of learning and coordination in strength training. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 55, n. 1, p. 100-105, 1986.

SAKAMOTO, A.; SINCLAIR, P.J. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 3, p. 523-527, 2006.

SALE, D.G. **Neural adaptations to strength training**. In: **Strength and Power in Sport**, ed. by P.V.Komi, Boston: Blackwell Scientific, 249-265, 1992.

SALE, D.G. Neural adaptation to resistance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 20, n5, p. s235-s145, 1988

SCHANTZ, P.G.; MORITANI, T.; KARLSON, E.; JOHANSSON, E.; LUNDH, A. Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 136, n. 2, p. 185-192, 1989.

SECHER, N.H.; RORSGAARD, S.; SECHER, O. Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibers during maximal voluntary extension of the legs. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 103, n. 4, p. 456-462, 1978.

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, n.1, p. 368-373, 2007.

SIMÃO, R.; FARINATTI, P.T.V.; POLITO, M.D.; MAIOR, A.S.; FLECK, S. Influence of exercise order on the number of repetitions performed and perceived exertion

during resistance exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 152-156, 2005.

SFORZO, G.A.; TOUEY, P.R. Manipulating exercise order affects muscular performance during a resistance exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 10, n. 1, p. 20-24, 1996.

SPREUWENBERG, L.P.B.; KRAEMER, W.J.; SPIERING, B.A.; VOLEK, J.S.; HATFIELD, D.L.; SILVESTR, R.; VINGREN, J.L.; FRAGALA, M.S.; HÄKKINEN, K.; NEWTON, R.U.; MARESH, C.M.; FLECK, S.J. Influence of exercise order in a resistance-training exercise session. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 1, p. 141-144, 2006.

TANICUCHI, Y. Lateral specificity in resistance training: the effect of bilateral and unilateral training. **European Journal of Applied Physiology**, v. 75, n. 2, p.144-150, 1997.

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, n.3, p. 226-230, 1998.

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.

VAN DIEËN, J.H.; 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.

WILLARDSON, J.M.; BURKETT, L.N. A comparison of 3 different rest intervals on the exercise volume completed during a workout. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 23–26, 2005.

WOLFE, B.L.; LEMURA, L.M.; COLE, P.J. Quantitative analysis of single- vs. multipleset programs in resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 1, p. 35–47, 2004.

WRIGHT, G.A.; DELONG, T.H.; GEHLSSEN, G. Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back squat movements. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 13, n. 2, p. 168–174, 1999.

ANEXOS

Anexo 1

Questionário de informações Prévias:

Nome: _____

Data de nascimento: _____ Endereço: _____

_____ Cidade: _____

Email: _____ Telefone: _____

- 1) Pratica ou já praticou treinamento de força?
- 2) Qual o membro inferior dominante?
- 3) Quanto tempo não realiza treinamento de força?
- 4) Realiza algum outro tipo de treinamento esportivo e/ou exercício que utilize demasiadamente os membros inferiores? Qual?
- 5) Realiza com frequência algum tipo de atividade diária que utilize os membros inferiores intensamente?
- 6) Apresenta algum tipo de doença que possa impedir ou dificultar a prática de exercícios físicos?
- 7) Sente ou já sentiu algum desconforto com a prática de exercícios físicos?
- 8) Utiliza algum tipo de medicamento? Quais?
- 9) Faz uso de anticoncepcional?

Anexo 2

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

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Eu, _____,
portadora do documento de identidade número _____,
concordo voluntariamente em participar do estudo **“Efeito de duas formas de execução do treino de força, unilateral e bilateral, nas adaptações neuromusculares dos músculos extensores do joelho”**, que envolverá testes e treinamento de força. Entendo que os testes que realizarei têm por objetivo avaliar as respostas sobre as adaptações neuromusculares do treinamento que será realizado. Assim como, entendo que poderei ser sorteado a fazer parte de qualquer um dos grupos que vão compor o estudo: grupo que realizará exercício extensão de joelhos de forma unilateral (exercício realizado com um membro de cada vez), grupo que realizará extensão de joelhos de forma bilateral (exercício realizado com os dois membros simultaneamente) e grupo controle que não realizará exercícios de força durante 12 semanas.

Declaro estar ciente de que o estudo será desenvolvido durante o período de 12 semanas de treino e no período de coleta de dados, pré e pós as 12 semanas, pela coordenação do professor Ronei Silveira Pinto e pela aluna de pós graduação Cíntia Ehlers Botton, e aceito realizar os seguintes procedimentos:

- Responder um questionário específico sobre informações pessoais, histórico de atividade física e de saúde;
- Executar treinamento de força composto de exercícios de membros superiores e inferiores durante período de 12 semanas; caso for do grupo controle, não realizar nenhum exercício de força durante 12 semanas;

- Executar teste de uma repetição máxima (1RM) de extensão de joelhos, antes e depois das 12 semanas;
- Realizar testes de força máxima isométrica de extensão de joelhos, antes e depois das 12 semanas;
- Realizar teste de força máxima isocinética de extensão de joelhos, antes e depois das 12 semanas;
- Realizar testes de 15, 12, 10 e 8 RMs no exercício de extensão de joelhos com carga compatível a esta intensidade de esforço;
- Permitir à preparação da pele, que inclui os seguintes procedimentos: depilação, abrasão e limpeza com álcool nas regiões em que serão colocados os eletrodos para avaliação eletromiográfica, antes e depois das 12 semanas;
- Permitir à fixação de eletrodos de superfície na região anterior da coxa e em cima do osso tibial para avaliação eletromiográfica, antes e depois das 12 semanas;
- Submeter-me à realização de ultra-sonografia na musculatura de interesse do estudo.

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

Estou ciente de caso falte duas sessões de treinamento consecutivas ou tenha mais de quatro faltas aleatórias serei excluído do estudo.

Eventuais dúvidas serão esclarecidas a qualquer momento pelo telefone (51) 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, caso seja necessário, será disponibilizada assistência médica e 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.

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

Assinatura : _____