

Ministério da Saúde
SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE
INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

ANÁLISE DO DÉFICIT BILATERAL DE TORQUE ENTRE GÊNEROS NA
EXTENSÃO E FLEXÃO DO JOELHO

Neila Carolina Barbosa Bernasconi

Rio de Janeiro
2016



INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

ANÁLISE DO DÉFICIT BILATERAL DE TORQUE ENTRE GÊNEROS NA
EXTENSÃO E FLEXÃO DO JOELHO

Neila Carolina Barbosa Bernasconi

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Pós-graduação em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências

Orientador: Prof. Dr. José Inácio Salles Neto

Rio de Janeiro
Agosto de 2016

CATALOGAÇÃO NA FONTE
INTO/BIBLIOTECA SÉRGIO EDUARDO VIANNA

B524a Bernasconi, Neila Carolina Barbosa.
Análise do déficit bilateral de torque entre gêneros na extensão e flexão
do joelho / Neila Carolina Barbosa Bernasconi . — 2016.
89f

Orientador: José Inácio Salles Neto
Dissertação (Mestrado em Ciências morfológicas aplicadas ao sistema
musculoesquelético) — Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia
Jamil Haddad, Rio de Janeiro, 2016.

1. Força muscular. 2. Joelho. 3. Homens. 4. Mulheres. 5. Extensão. 6.
Flexão. 7. Ortopedia. I. Neto, José Inácio Salles, orient. II. Título.

NLM WE 870



INSTITUTO NACIONAL DE TRAUMATOLOGIA E ORTOPEDIA

Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético

ANÁLISE DO DÉFICIT BILATERAL DE TORQUE ENTRE GÊNEROS NA
EXTENSÃO E FLEXÃO DO JOELHO

Neila Carolina Barbosa Bernasconi

Prof. Dr. José Inácio Salles Neto

Dissertação de Mestrado submetida ao Curso de Pós-graduação em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências

Aprovada por:

Dr. Carlos Gomes de Oliveira

Dr. Rafaela Sartore da Costa

Dr. Wallace David Monteiro

Rio de Janeiro
Agosto de 2016

À minha amada mãe, por todo amor e carinho recebido apesar das desavenças que acometem nossas vidas. Pelo incrível apoio e incentivo que você pode me oferecer para que eu pudesse ter uma boa educação e cultura, apesar de todas as dificuldades que passamos em nossas vidas. Ao maravilhoso elo chamado FAMÍLIA. “Dias de luta, dias de glória” (Charlie Brown Jr).

AGRADECIMENTOS

Ao querido orientador Prof. Dr. José Inácio Salles Neto pela acolhida no Laboratório e toda a ajuda para que este trabalho pudesse se concretizar.

À minha mãe, amiga, companheira de vida e de estudo: sem você nada teria sentido. Obrigado pelos dias em que estive ao meu lado cuidando de mim e para que eu pudesse estudar ou até mesmo quando sentava e estudava junto comigo. Obrigado por fazer de tudo para que eu pudesse ser quem sou. Obrigado por fazer de mim uma pessoa melhor. Obrigado por me ensinar a ser feliz nas coisas grandes e nas pequenas também. Obrigado por cuidar de mim quando precisei e até mesmo quando não precisei. Espero que você não se incomode mas ainda não acabou.

Ao amigo Ubiratan Gavilão: não há sequer palavras para expressar minha gratidão. Excelente profissional e que me ajudou quando as coisas pareciam impossíveis.

Aos colegas do Laboratório de Pesquisa Neuromuscular do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia por toda a ajuda que puderam me oferecer - meus sinceros agradecimentos.

Aos colegas da primeira turma do Mestrado Profissional que, assim como eu, se sentiam perdidos em algumas aulas e não desistiram, por todos os momentos divertidos e engraçados que passamos e também pelos momentos de dificuldades vividos. Não foi fácil.

Aos professores com muito carinho, em especial à Prof. Nayara Lopes pelas aulas bem complicadas, mas que foram dadas com muito amor!

À minha avó Iara (in memoriam) que mesmo sem compreender muito bem e, apesar da idade e problemas de saúde, sempre me cobrou nos estudos e me

parabenizou por todas as conquistas. Obrigado pela cobrança para a conclusão desta dissertação e pela presença, em vida, até a minha defesa.

Ao meu pai Domingos (in memoriam) por estar presente nos momentos mais importantes da minha vida, mesmo que este já não esteja mais presente em vida mas estará sempre vivo no meu coração.

Aos amigos do INTO pela acolhida e receptividade, momentos de felicidade e de tristeza. Por esses anos que passei e que serão inesquecíveis. Para aqueles que mesmo não estando tão próximos fisicamente estão sempre perto.

Aos amigos da COENP Carlos e Carol que, sabendo de todas as minhas dificuldades, me ajudaram em todos os momentos! Vocês não são simples secretários, mas sim raridades.

Aos funcionários Érico, Isaac e Emil que além da amizade e carinho, se dispuseram no que fosse possível para eu pudesse seguir em frente. Pelas tardes de conversa nas quais eu achava que não aguentaria, eu só tenho a agradecer por me incentivarem a não desistir.

Aos meus amigos Daniel Lucas e Giuseppe Tardiolo não há palavras pra descrever todo o meu afeto. Obrigado por me apoiarem em todos os momentos mesmo quando fui a pessoa mais chata. Vocês são verdadeiras joias.

Aos meus colegas de trabalho da UFRJ pelo apoio na reta final desta dissertação, por me incentivarem a não desistir dos meus sonhos.

Aos amigos e todos aqueles que me ajudaram nesta pesquisa, meus profundos agradecimentos, pois sem o auxílio de vocês muito não teria sido feito.

**“Nada lhe pertence mais que seus
sonhos.”
Friedrich W. Nietzsche.**

RESUMO

BERNASCONI, Neila Carolina Barbosa. Análise do déficit bilateral de torque entre gêneros na extensão e flexão do joelho. Rio de Janeiro, 2016. Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas ao Sistema Musculoesquelético) - Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia, Ministério da Saúde, 2016.

Diariamente nós executamos tarefas bilaterais e unilaterais que dependem do controle da força muscular. Diversos estudos observaram que há uma diferença entre a força total exercida bilateralmente e a soma das forças unilaterais, conhecido como déficit bilateral (DB), porém suas causas e mecanismos ainda são divergentes. Entender este processo pode nos ajudar a melhorar o desempenho físico, o treinamento e a força muscular. Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar diferença entre homens ($n=18$, idade: $29,1 \pm 5,0$ anos, estatura: $175,1 \pm 6,1$ cm, peso: $81,3 \pm 11,1$ kg) e mulheres na fase folicular do ciclo menstrual ($n=18$, idade: $29,9 \pm 4,9$ anos, estatura: $162,8 \pm 5,6$ cm, peso: $69,2 \pm 13,0$ kg) jovens e saudáveis sobre o DB. Uma análise biomecânica foi realizada, obtida através do pico de torque e do ângulo no momento do pico do torque (APT) nas análises unilaterais e bilaterais. Foi utilizado um dinamômetro isocinético modificado para análise bilateral e a intensidade da atividade muscular foi mensurada através da eletromiografia (EMG). Os resultados obtidos comprovam a existência do DB para ambos gêneros nos extensores ($H = -19,36$; $M = -21,40$) e flexores ($H = -23,47$; $M = -28,80$). Não foram observadas diferenças em relação ao gênero ($p = 0,188$). Foram encontradas diferenças significativas nos índices do DB entre gêneros nos extensores ($p = 0,012$) mas não nos flexores ($p = 0,389$). Não foram observadas diferenças entre o sentido de movimento para homens ($p = 0,241$) e mulheres ($p = 0,0543$). Quanto à atividade muscular na extensão de joelhos, homens apresentaram maior ativação muscular do que mulheres em todas as condições unilaterais ($p < 0,05$). Não foram observadas diferenças significativas no sinal EMG para homens e mulheres ($p > 0,05$) exceto nos extensores ($p = 0,003$). Os resultados para a razão Flexão/Extensão apresentaram valores entre 0,67 e 0,73 para homens e 0,64 a 0,69 para mulheres. Os valores médios dos APT's variaram entre a extensão (H : $APT_D = 62,1$; $APT_E = 59,5$; $APT_B = 52,5$ / M : $APT_D = 64,3$; $APT_E = 60,1$; $APT_B = 55,9$) e a flexão (H : $APT_D = 31,8$; $APT_E = 30,6$; $APT_B = 34,8$ / M : $APT_D = 36,8$; $APT_E = 36,0$; $APT_B = 42,2$) ($p < 0,01$). Podemos concluir que, neste estudo, foi observado o déficit bilateral, não havendo diferenças entre gêneros sobre o DB e ativação muscular assim como fatores biomecânicos podem exercer influência sobre o índice do DB.

Palavras-chave: Força muscular, Joelho, Homens, Mulheres, Extensão, Flexão.

ABSTRACT

BERNASCONI, Neila Carolina Barbosa. Analysis of bilateral deficit of torque between genders in extension and flexion of knee. Rio de Janeiro, 2016. Master Thesis. (Master's Degree in Science Applied to the Musculoskeletal System) – National Institute of Traumatology and Orthopedics, Ministry of Health, 2016.

Daily we perform bilateral and unilateral tasks that depends on muscular strength control. Several studies observed that there is a difference between total force played bilaterally and the sum of unilateral forces, known as bilateral deficit (BD), however its causes and mechanisms still are divergent. Understand this process can help us to improve physical performance, training and muscular strength. Thus, the aim of this study was to assess the difference between young and healthy men ($n=18$, age: 29.1 ± 5.0 years, height: 175.1 ± 6.1 cm, weight: 81.3 ± 11.1 kg) and women in follicular phase of menstrual cycle ($n=18$, age: 29.9 ± 4.9 years, height: 162.8 ± 5.6 cm, weight: 69.2 ± 13.0 kg) on BD. A biomechanical analysis was accomplished, obtained through the angle at the moment of peak torque (PTA) in the unilateral and bilateral analysis. A modified isokinetic dynamometer for bilateral analysis was used and intensity of the muscular activity was obtained through the electromyography (EMG). The results obtained showed BD for both genders in extensors ($H = -19.36$; $M = -21.40$) and flexors ($H = -23.47$; $M = -28.80$). Significant differences in the indices of BD between genders were found in extensors ($p = 0.012$) but in flexors ($p = 0.389$). Differences between the direction of movement for men ($p = 0.241$) and women ($p = 0.0543$) were not observed. On muscular activity in extension of knees, men showed greater muscular activation than women ($p < 0.05$). Significant differences were found in EMG for men and women ($p > 0.05$) except in the extensors in men ($p = 0.003$). The results for the ratio Flexion/Extension had presented values between 0.67 and 0.73 for men and 0.64 to 0.69 for women. The average values of the PTA's showed in extension (M: $PTA_R = 62.1^\circ$; $PTA_L = 59.5^\circ$; $PTA_B = 52.5^\circ$ / W: $PTA_R = 64.3^\circ$; $PTA_L = 60.1^\circ$; $PTA_B = 55.9^\circ$) differed when compared to flexion (M: $PTA_R = 31.8^\circ$; $PTA_L = 30.6^\circ$; $PTA_B = 34.8^\circ$ / W: $PTA_R = 36.8^\circ$; $PTA_L = 36.0^\circ$; $PTA_B = 42.2^\circ$) ($p < 0.01$). We can conclude that, in this study, the bilateral deficit was observed, not having differences between genders on BD and muscular activation and that the CC as well as biomechanical factors can exert influence on the index of the BD.

Keywords: Muscle strength, Knee, Men, Women, Extension, Flexion.

SUMÁRIO

RESUMO.....	IX
ABSTRACT.....	X
SUMÁRIO	XI
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	XIII
LISTA DE FIGURAS	XIV
LISTA DE EQUAÇÕES	XV
LISTA DE QUADROS E TABELAS	XVI
1 INTRODUÇÃO.....	16
1.1 Déficit Bilateral	16
1.2 Bases Fisiológicas	18
1.2.1 O músculo esquelético	18
1.2.1.1 Aspectos morfológicos do músculo esquelético.....	21
1.2.1.2 Acoplamento excitação – contração	24
1.2.1.3 Contração da fibra muscular – Teoria dos filamentos deslizantes	25
1.2.1.4 Geração de força	26
1.2.1.5 Controle neural dos músculos esqueléticos.....	28
1.2.2 Ângulo de pico de torque.....	29
1.2.3 Morfofisiologia do corpo caloso	31
1.2.3.1 Evidência de inibição calosa.....	33
1.2.4 Medidas e avaliação da força e atividade muscular	35
1.3 O Déficit Bilateral: uma revisão da literatura	36
1.3.1 Fundamentos biológicos para o déficit bilateral.....	40
1.4 Aspectos neurofisiológicos entre gêneros	43
1.4.1 Diferenças relacionadas ao sistema musculoesquelético	43
1.4.2 Diferenças relacionadas à força muscular.....	45
1.4.3 Diferenças relacionadas ao corpo caloso	47
1.4.3.1 Influência hormonal sobre o corpo caloso	48
2 JUSTIFICATIVA	50
3 OBJETIVOS.....	51
3.1 Objetivo Principal	51

3.2	Objetivos Específicos	51
4	MATERIAL E MÉTODOS	52
4.1	Amostra	52
4.2	Aspectos éticos	52
4.3	Desenvolvimento do acessório de mensuração bilateral da força isocinética para o joelho.....	53
4.4	Mensuração da força isocinética máxima unilateral e bilateral	54
4.5	Ângulo do pico de torque	56
4.6	Determinação do Déficit Bilateral (DB) e Déficit Bilateral Corrigido (D _C)	56
4.7	Sinal mioelétrico	57
4.7.1	Eletromiografia e Goniometria Articular do Joelho	57
4.7.2	Integração e Redução dos Sinais.....	58
4.8	Análise Estatística.....	59
5	RESULTADOS	60
5.1	Pico de torque.....	60
5.2	Razão flexão/extensão	60
5.3	Ângulo de pico do torque	61
5.4	Déficit Bilateral	63
5.5	Eletromiografia	64
6	DISCUSSÃO	66
7	CONCLUSÕES.....	72
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	73
	ANEXOS	84
	ANEXO A – PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP/ INTO).	84
	APÊNDICES	86
	APÊNDICE A – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS.....	86
	APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	88

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

%s	Graus por segundo
ANOVA	Análise de variância
APT	Ângulo de pico de torque
BB	Bíceps braquial
CC	Corpo caloso
CEP	Comitê de Ética e Pesquisa
Cm	Centímetro
BL	Bilateral
D	Direito (a)
DB	Déficit Bilateral
D _c	Déficit Bilateral Corrigido
E	Esquerdo (a)
Est	Estrogênio
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Sinal Eletromiográfico
EMT	Estimulação Magnética Transcraniana
EXT	Extensão
F	Feminino
FLEX	Flexão
FLEX/EXT	Flexão/Extensão
GABA	Ácido gama-aminobutírico
IGF-1	<i>Insulin-like Growth Factor 1</i>
IIH	Inibição inter-hemisférica
INTO	Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia
Kg	Quilograma
M	Masculino
μs	Microsegundo
Nm	Newton/metro
PEM	Potencial Evocado Motor
PID	Primeiro Interósseo Dorsal
Prog	Progesterona
RMS	Ativação muscular (<i>Root Mean Square</i>)
RS	Retículo Sarcoplasmático
SNC	Sistema Nervoso Central
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
UD	Torque Unilateral Direita
UE	Torque Unilateral Esquerda

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Músculos extensores e flexores da coxa.....	21
Figura 2. Estrutura do músculo esquelético.....	21
Figura 3. Ilustração do sarcômero.....	23
Figura 4. Filamentos deslizantes.	26
Figura 5. Gráfico ilustrativo do ângulo de pico de torque (APT) dos extensores do joelho.	30
Figura 6. Gráfico ilustrativo do ângulo de pico de torque (APT) dos flexores do joelho.....	30
Figura 7. Corte sagital do corpo caloso..	31
Figura 8. Acessório original de análise unilateral	53
Figura 9. Acessório definitivo de análise bilateral.	54
Figura 10. Voluntário em teste bilateral.....	55
Figura 11. Voluntário em teste unilateral	55
Figura 12. Curvas de correção dos picos de torque pelos ângulos.	57
Figura 13. Valores médios e desvio padrão dos picos de torque.....	60
Figura 14. Média e desvio padrão dos ângulos onde ocorreram os picos de torque (APT) extensor (EXT) e flexor (FLE) medidos em homens (M) e mulheres (F).....	62
Figura 15. Média e desvio padrão das diferenças entre os ângulos bilaterais e unilaterais (AU-AB) direito (D) e esquerdo (E) de extensores (EXT) e flexores (FLE) em homens e mulheres.	62
Figura 16. Média e desvio padrão dos déficits bilaterais (DB%) extensor (EXT) e flexor (FLE) medidos em homens (M) e mulheres (F) pelo método de cálculo tradicional (DB) e o corrigido (DB_c) pela diferença entre os ângulos dos picos de torque bilateral, direito e esquerdo.	63
Figura 17. Diagramas de dispersão entre a redução do DB percentual (Dif%) entre os dois métodos (DB e DB_c) de cálculo do DB e a diferença média entre o ângulo do pico de torque direito e esquerdo em relação ao do bilateral (AD). .	64
Figura 18. Valores do RMS-EMG obtidos nos músculos vasto lateral direito (VLD) e esquerdo (VLE) e bíceps femoral direito (BFD) e esquerdo (BFE), encontrados para homens (M) e mulheres (F).....	65

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1	56
Equação 2	56
Equação 3	57

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Tabela 1. Valores médios (DP) da razão entre o torque flexor e extensor (Flex/Ext).....	61
---	----

1 INTRODUÇÃO

1.1 Déficit Bilateral

Um dos temas mais instigantes das ciências do movimento humano é a compreensão sobre os mecanismos subjacentes ao aprendizado e controle motor. O entendimento sobre a integração dos aspectos biomecânicos e neuromusculares do movimento humano são essenciais para aperfeiçoar as habilidades motoras, especialmente em condições específicas, tais como em lesões musculares ou do processo natural de envelhecimento que comprometem a força muscular e as ações funcionais (WINTER, 2009).

Diariamente, nós executamos tarefas bilaterais e unilaterais que dependem do controle da força muscular, tanto na operação de equipamentos no ambiente laboral quanto doméstico, assim como no lazer e no esporte. Agarrar, pressionar, deslocar o corpo com braços e/ou pernas, dependem da contração muscular coordenada entre os membros de ambos os lados, simultaneamente ou unilateralmente (OHTSUKI, 1994).

Os experimentos nesta linha de pesquisa têm buscado avaliar a diferença morfofisiológica entre homens e mulheres em relação à força e a bilateralidade (HAKKINEN *et al.*, 1997). As diferenças entre gêneros, em relação ao sistema musculoesquelético, são perceptíveis pelo volume ósseo, volume muscular e força produzida, influenciados pela ação dos hormônios testosterona e estrogênio, em homens e mulheres, respectivamente (MONTEIRO, 1997; LANG, 2011). Os homens possuem maior massa muscular do que as mulheres, diferindo entre membros superiores e inferiores (JANSSEN *et al.*, 2000). Em relação à capacidade de gerar

força, o gênero por si só, não é um fator relevante, sendo diferenciado somente pela quantidade de tecido muscular (SCHANTZ *et al.*, 1983; MONTEIRO, 1997).

Ao focarmos em como os nossos membros são acionados simultaneamente, observamos que a força muscular tem um importante papel nas habilidades motoras bilaterais e unilaterais (OHTSUKI, 1994). O acionamento dos membros superiores e inferiores, unilateral e bilateralmente, tem sido tema de diversos estudos (ODA e MORITANI, 1996; HAKKINEN *et al.*, 1997; POST *et al.*, 2007; BOTTON *et al.*, 2013; BEURSKENS *et al.*, 2015). Neste contexto, a diferença entre a soma das forças unilaterais em comparação com a bilateral, executada simultaneamente, é conhecida como déficit bilateral (VANDERVOORT *et al.*, 1984; HOWARD e ENOKA, 1991; HAKKINEN *et al.*, 1996a; BOTTON *et al.*, 2013; BEURSKENS *et al.*, 2015).

Durante contrações musculares bilaterais, os movimentos executados em um lado do corpo são controlados pelo hemisfério cerebral contralateral (TAKEUCHI *et al.*, 2012). Assim, o movimento bilateral requer a ativação simultânea de ambos os hemisférios, cuja estrutura responsável por essa conexão é conhecida como corpo caloso. Pacientes submetidos à ressecção do corpo caloso são mais rápidos em tarefas bilaterais quando comparados a sujeitos normais (i.e., com a comissura inter-hemisférica preservada) (TAKEUCHI *et al.*, 2012). Resultados como este sugerem que, para movimentos simultâneos bilaterais, pode haver uma redução do desempenho motor devido à inibição inter-hemisférica (IIH), observado por medidas tais como iniciação do movimento, força e velocidade (GAZZANIGA e SPERRY, 1966; TAKEUCHI *et al.*, 2012). Além disso, sugere-se que a redução significativa no tempo de reação, observada durante tarefas bilaterais, se deve à interferência inter-hemisférica do corpo caloso com o processamento da informação e a programação motora (GAZZANIGA e SPERRY, 1966).

O corpo caloso apresenta ainda diferenças entre gêneros que podem afetar a ação muscular, tais como tamanho, relação do volume corpo caloso/cérebro e a inibição inter-hemisférica, que é afetada pela ação dos hormônios estrogênio e progesterona e mudanças no ciclo menstrual (MEYER *et al.*, 1995; HAUSMANN *et al.*, 2006).

Conhecer e rever os conhecimentos prévios sobre a estrutura e funcionamento do sistema musculoesquelético, tais como a geração de força, aspectos neuromusculares e sobre o corpo caloso e seus mecanismos, servem de suporte para o melhor entendimento sobre lateralidade e o controle motor relacionado ao déficit bilateral.

1.2 Bases Fisiológicas

1.2.1 O músculo esquelético

As diversas células presentes no nosso corpo se diferenciam segundo sua função específica. As células musculares têm por função a contração e o relaxamento. Músculos são estruturas do corpo humano com tipos, funções e morfologia variados (DANGELO E FATTINI, 2002). Os músculos esqueléticos são os elementos ativos do movimento, mantendo os ossos unidos através da contração muscular (DANGELO e FATTINI, 2002), além de determinar posições dos segmentos corporais e posturas (LENT, 2001).

Dentre os tipos de fibras musculares presentes no músculo esquelético, podemos destacar as fibras de contração lenta (vermelhas) do tipo I que possuem muitas mitocôndrias e mioglobina, com um vasto suprimento sanguíneo, cujo metabolismo ocorre por vias aeróbicas. Sendo assim, estas são especializadas em

contrações lentas e resistentes a fadiga. Elas estão relacionadas a uma menor velocidade de contração e menor capacidade de gerar força. Já as fibras de contração rápida (brancas) do tipo II (IIb) possuem poucos capilares, mitocôndrias e mioglobina, mas grandes reservas de glicogênio, no qual o metabolismo por via anaeróbica produz ácido láctico. Estas fibras são especializadas em contrações fortes e rápidas, porém são rapidamente fatigáveis. Há ainda as intermediárias (IIa) que apresentam características mistas (HAMILL e KNUTZEN, 1999; LENT, 2001; WILMORE *et al.*, 2010).

O movimento muscular pode ser categorizado em três tipos de contração: concêntrica, isométrica e excêntrica. Na contração concêntrica os filamentos finos são tracionados em direção ao centro do sarcômero, gerando um encurtamento das fibras musculares, produzindo movimento articular, sendo consideradas, portanto, contrações dinâmicas. O músculo também pode gerar força sem movimentar a articulação. Isso caracteriza a contração isométrica. Nesse tipo de contração ocorre a formação e a reciclagem das pontes cruzadas de miosina, produzindo força, mas os filamentos finos permanecem em sua posição normal, ou seja, não geram movimento sendo assim chamada também de contração estática. Na contração excêntrica, os músculos exercem força mesmo quando estão em processo de alongamento. Como ocorre movimento articular também é considerada uma contração dinâmica (WILMORE *et al.*, 2010).

A função desempenhada pelo músculo durante a execução de um movimento articular pode dividi-los em: agonistas, quando os músculos realizam a contração no sentido do movimento objetivado, e antagonistas, quando a contração do músculo é oposta ao movimento, no sentido de gerar estabilidade articular. Há também a função sinergista (neutralizadora) no qual o músculo irá se contrair para eliminar

uma ação indesejada por outro músculo. Pode-se ainda dividi-los em movimentador primário que é aquele que executa primeiramente o movimento e movimentador assistente que é utilizado quando há maior exigência de força (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

O movimento de extensão da articulação do joelho é realizado agonisticamente pelo músculo esquelético quadríceps femoral. Esse músculo, numa abordagem anatômica, pode ser dividido em quatro porções, sendo elas: vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio e reto femoral. Das quatro porções apenas o reto femoral é biarticular, atuando na flexão de quadril e extensão do joelho. Os músculos que flexionam a articulação do joelho são os isquiotibiais. Esses músculos atuam como antagonista na extensão e são agonistas na flexão desta articulação. Os isquiotibiais podem ser divididos anatomicamente em bíceps femoral, semi-membranoso e semi-tendinoso. Apenas a porção longa do bíceps femoral é biarticular e além de flexionar o joelho, também estende o quadril (NETTER, 2000; SOBOTTA, 2000).

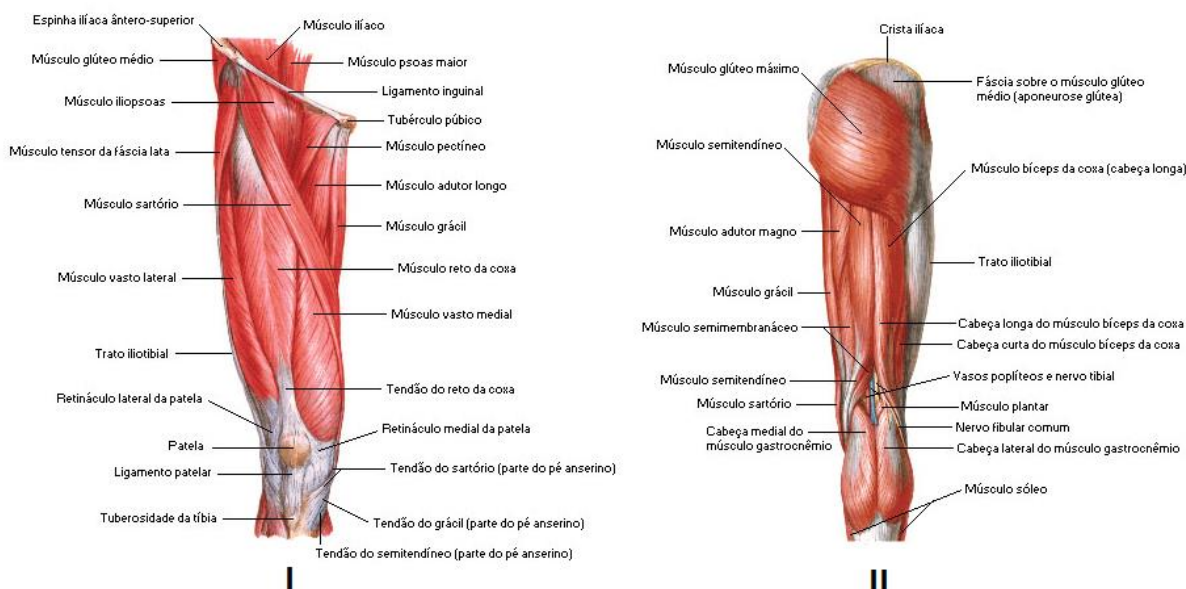


Figura 1. Músculos extensores e flexores da coxa. (I) Músculos extensores da coxa: vista anterior, dissecação superficial. (II) Músculos flexores da coxa: vista posterior, dissecação superficial (Modificado de: NETTER, 2000).

1.2.1.1 Aspectos morfológicos do músculo esquelético

As fibras musculares não possuem o mesmo tamanho e, portanto, podem não se estender de uma extremidade a outra do músculo, dividindo os ventres em compartimentos. O revestimento do tecido conjuntivo externo é o epimísio, que circunda o músculo inteiro, mantendo-o unido. Ultrapassando essa parte, observa-se pequenos feixes de fibras envoltas em uma bainha de tecido conjuntivo que envolve cada fascículo chamada perimísio. Seccionando o perimísio é possível visualizar com a utilização de um microscópio as fibras musculares que são as células musculares individuais (**figura 2**). Uma bainha de tecido conjuntivo chamado endomísio também reveste cada fibra muscular (BROBECK, 1976).

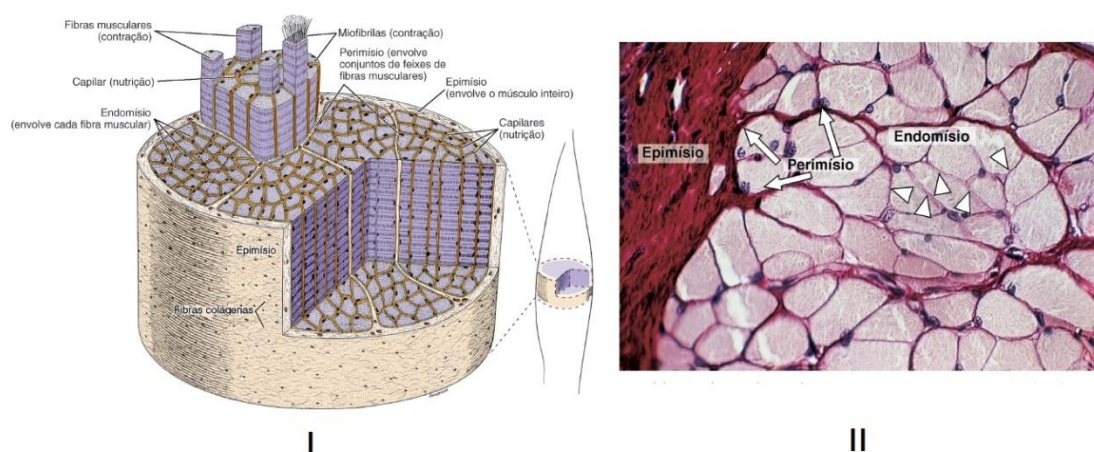


Figura 2. Estrutura do músculo esquelético. (I) ilustração organizacional do músculo esquelético (II) corte transversal do músculo esquelético indicando o epimísio, perimísio e endomísio (Modificado de: JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2008).

A fibra muscular é circundada por uma membrana plasmática chamada plasmalema. O plasmalema faz parte de uma unidade maior, conhecida como

sarcolema. O sarcolema é composto de plasmalema e membrana basal. Na extremidade de cada fibra muscular, seu plasmalema se funde com o tendão que se insere no osso. O plasmalema apresenta diversas características singulares que são importantes para o funcionamento das fibras musculares. Quando a fibra está contraída ou em estado de repouso, essa estrutura tem o aspecto de uma série de pregas rasas ao longo da superfície da fibra mas quando o músculo está alongado, essas pregas desaparecem. Esse dobramento permite o alongamento da fibra muscular sem que ocorra ruptura do plasmalema (WILMORE *et al.*, 2010).

No interior do sarcolema, uma fibra muscular possui subunidades sucessivamente menores. A maior dessas estruturas é a miofibrila, que possui forma de bastonete e avançam pela extensão da fibra muscular. O sarcoplasma é o citoplasma das fibras musculares e preenche os espaços no interior e entre as miofibrilas (HALL, 2011). O sarcoplasma abriga também uma extensa rede de túbulos transversos (túbulos T), que são interconectados ao passarem pelas miofibrilas, permitindo propagação de impulsos nervosos além de penetração e saída de substâncias na célula. O retículo sarcoplasmático (RS) é uma rede longitudinal de túbulos que avançam paralelamente às miofibrilas, enrolando-se em torno dessas estruturas. O RS funciona como um local de armazenamento para o cálcio, que é essencial para a contração muscular (WILMORE *et al.*, 2010).

Cada fibra muscular possui de centenas a milhares de miofibrilas, que são os elementos contráteis do músculo esquelético. As miofibrilas são observadas como longos filamentos compostos de subunidades ainda menores: os sarcômeros. O sarcômero é a unidade funcional básica da miofibrila e também unidade contrátil básica do músculo (WILMORE *et al.*, 2010) pois é a menor porção da fibra muscular com capacidade de contração e distensão. Cada miofibrila é composta por

numerosos sarcômeros unidos pelas extremidades nos discos Z. Cada sarcômero consiste no que pode ser observado entre cada par de discos Z, na seguinte sequência: banda I, banda A, zona H (no meio da banda A), linha M (no meio da zona H), restante da banda A, segunda banda I. A miofibrila possui dois tipos de filamentos de proteína que são responsáveis pela contração muscular. Os filamentos finos são compostos de actina e os filamentos grossos, de miosina (**figura 3**). As estriações observadas nas fibras musculares são resultantes do alinhamento desses filamentos (BROBECK, 1976).

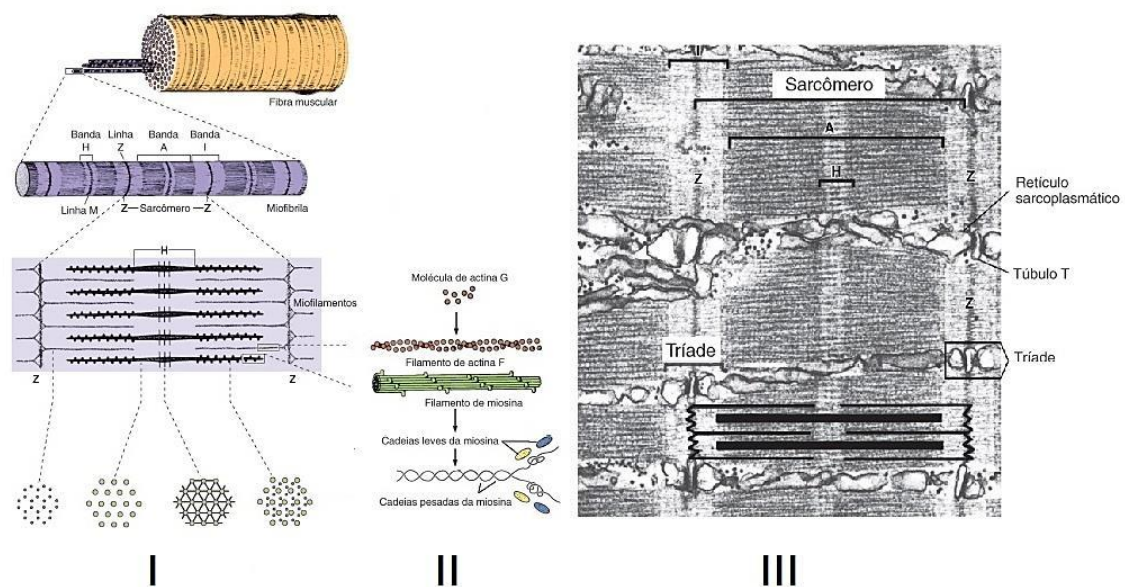


Figura 3. Ilustração do sarcômero. (I) divisões do sarcômero e posição dos filamentos finos e grossos (II) estrutura molecular dos filamentos (III) eletromicrografia do músculo esquelético de anfíbio (Modificado de: JUNQUEIRA e CARNEIRO, 2008).

Cerca de dois terços de toda a proteína existente no músculo esquelético consiste em miosina. Cada molécula de miosina é composta de dois filamentos de proteína entrelaçados. Uma extremidade de cada cordão está dobrada de modo a formar uma cabeça globular, denominada cabeça de miosina. Cada filamento de miosina contém várias dessas cabeças, que protraem desde o filamento grosso para

formar pontes cruzadas que interagem durante a contração muscular com locais ativos especializados existentes nos filamentos finos (HALL, 2011). Cada filamento fino, embora identificado apenas como filamento de actina, é composto por três moléculas de proteínas diferentes – actina, troponina e tropomiosina. Cada filamento fino possui locais ativos aos quais a cabeça da miosina pode se ligar. A tropomiosina e a troponina trabalham em conjunto de maneira complexa, juntamente com íons de cálcio, pra que o relaxamento seja mantido ou a contração da miofibrila iniciada (WILMORE *et al.*, 2010).

1.2.1.2 Acoplamento excitação – contração

O fenômeno de acoplamento excitação – contração é definido como a sequência de eventos que ocorre desde a geração do potencial de ação na fibra muscular até o início da geração de tensão (KAHN e SANDOW, 1950). O íon de cálcio (Ca^{2+}) é um segundo mensageiro intracelular nas células eucariotas (SANDOW, 1952; BERRIDGE *et al.*, 2000). No caso dos músculos esqueléticos, os mecanismos de contração e relaxamento estão regulados por trocas nas concentrações de Ca^{2+} livre no citoplasma (NIEDERGERKE, 1955; WEBER, 1959; ENDO *et al.*, 1970; EBASHI, 1988). O fenômeno de acoplamento excitação – contração representa uma comunicação rápida entre os eventos elétricos que ocorrem na membrana plasmática, no plasmalema e a liberação de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático, que leva à contração muscular (transdução de um sinal elétrico em uma resposta mecânica) (EBASHI e ENDO, 1968).

1.2.1.3 Contração da fibra muscular – Teoria dos filamentos deslizantes

Quando as pontes cruzadas de miosina estão ativas, elas ligam-se com a actina, resultando em uma mudança na conformação espacial das pontes cruzadas, o que faz com que a cabeça de miosina se incline e arraste o filamento fino na direção do centro do sarcômero. Essa inclinação da cabeça é conhecida como movimentação das pontes cruzadas (BROBECK, 1976). A tração do filamento fino para além do filamento grosso encurta o sarcômero e gera força. Quando as fibras não estão contraindo, a cabeça de miosina permanece com contato com a molécula de actina, mas a ligação molecular no local fica enfraquecida ou bloqueada pela tropomiosina. Imediatamente após a inclinação da cabeça de miosina, essa estrutura se separa do sítio ativo, gira de volta a sua posição original e se fixa ao novo sítio ativo, um pouco mais além do filamento de actina (**figura 4**). A repetição dos acoplamentos e da movimentação das cabeças de miosina faz com que os filamentos deslizem entre si (HALL, 2011). Esse processo tem continuidade até que as extremidades dos filamentos de miosina atinjam os discos Z ou até o Ca^{2+} seja bombeado de volta para o interior do retículo sarcoplasmático. Durante esse deslizamento (contração), os filamentos finos se movimentam em direção ao centro do sarcômero, protraindo na zona H e terminando pela superposição. Quando isso ocorre, a zona H passa a não ser mais visível (WILMORE *et al.*, 2010).

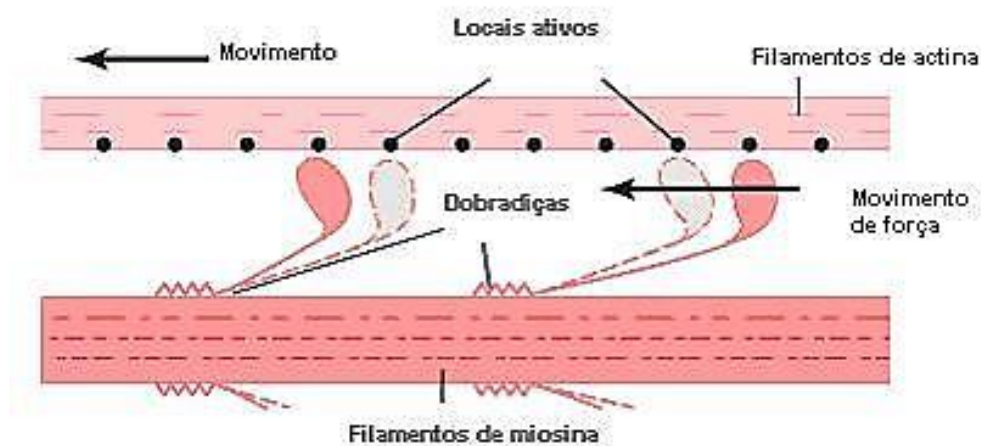


Figura 4. Filamentos deslizantes (Modificado de: Hall e Guyton, 12ª ed., p. 71-82, 2011).

1.2.1.4 Geração de força

A geração de força muscular depende do número e do tipo de unidades motoras ativadas, grupo de fibras musculares controladas por um único neurônio motor, e da frequência de estimulação de cada unidade motora, do tamanho do músculo, do comprimento das fibras musculares e do sarcômero e da velocidade de contração do músculo. Pode ocorrer maior geração de força quando um maior número de unidades motoras são ativadas. As unidades motoras do tipo II geram mais força que as unidades motoras do tipo I porque a unidade do tipo II possui mais fibras musculares que a unidade do tipo I. Os músculos maiores, por possuírem maior número de fibras musculares, podem produzir mais força que os músculos menores (WILMORE *et al.*, 2010).

O treinamento da força conduz às adaptações neurais e estruturais no sistema neuromuscular (HAKKINEN, 1994; MCCOMAS, 1994; FLECK *et al.*, 1996; ENOKA, 1997). A força é caracterizada pela habilidade do sistema nervoso de ativar os músculos envolvidos em movimentos específicos. O controle neural destes

músculos, durante exercícios de treinamento de força, pode ser intrínseco. Em consequência, os ganhos de força originam-se dentro do sistema nervoso pela ocorrência das adaptações neurais (MORITANI e deVRIES, 1979; MCCOMAS, 1994; ENOKA, 1997; CARROLL *et al.*, 2001). Os ganhos de força podem ser conseguidos sem mudanças estruturais no tamanho do músculo mas não sem a ocorrência das adaptações neurais (ENOKA, 1988; CARROLL *et al.*, 2001). O aumento inicial na força muscular ocorre mais rapidamente do que a hipertrofia muscular, relacionando-se ao aprendizado motor (MORITANI, 1992; CARROLL *et al.*, 2001).

O treinamento de força tem por enfoque o desenvolvimento transversal muscular, conhecido como hipertrofia, devido a um aumento no tamanho das fibras e capilarização muscular, derivadas das miofibrilas, aumentando assim a área das fibras no músculo. O aumento da tensão também mostra a influência neural na geração e desenvolvimento de força. Entretanto, há fatores que devem ser levados em consideração para mensurar os ganhos de força obtidos com o treinamento tais como genética, especificidade do treinamento (velocidade e potência), intensidade (quantidade de tensão máxima-peso) e o volume (repetições). Esses ganhos de força podem ser adquiridos através de três diferentes modalidades de treinamento, sendo estas: nos exercícios isométricos, comumente utilizados na reabilitação, no qual indivíduos apresentam ganhos moderados de força; nos exercícios isotônicos, que é o mais comum, no qual o membro move um peso por uma amplitude de movimento cuja resistência é vencida e movimentada, podendo ser ajustada externamente. Já os exercícios isocinéticos, que são efetuados com velocidade controlada e resistência variável, devendo ser efetuados em um dinamômetro que

permita o isolamento do membro, estabilização adjacente e controle da velocidade, que normalmente varia entre 0°/s a 600°/s (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

1.2.1.5 Controle neural dos músculos esqueléticos

Os músculos estão sob controle nervoso possuindo ainda subdivisões no nervo motor para o controle dessas células (DANGELO e FATTINI, 2002). O sistema motor é organizado hierarquicamente, no qual estruturas controlam outras, por ativação ou inibição, em centros ordenadores do córtex e regiões subcorticais que regulam as contrações das unidades motoras utilizando as vias descendentes (motoneurônios) sendo estes a via medial, reguladora do equilíbrio corporal, postura e musculatura axial e a via lateral que compõe as vias de comando dos movimentos voluntários. Esta inerva a musculatura apendicular, principalmente a distal, sendo relacionada também ao controle e comando dos movimentos finos (LENT, 2001).

Os movimentos voluntários em primatas dependem do córtex motor pré-central. O córtex motor pré-central dá origem a fibras corticoespinhais provenientes do giro pré-central e descem pela medula espinhal as quais estão envolvidas na atividade muscular voluntária, sobretudo nos movimentos delicados, precisos e bem coordenados. Ele dá origem também a outras fibras descendentes com funções motoras que também estão envolvidas nas atividades musculares reflexas. Esses mecanismos estão ligados a funções importantes, que incluem o controle pela inibição ou facilitação dos reflexos posturais, movimentos automáticos associados e de atividades viscerais (BROBECK, 1976).

A medula é composta de células nervosas e fibras e é o local de partida de trinta e um pares de raízes de nervos espinhais, por cada segmento medular, sendo subdivididas em raízes anteriores que são compostas por fibras eferentes (partem

da medula) e raízes posteriores com fibras aferentes (chegam à medula). Estes nervos são os veículos de comunicação entre a parte neural com o mecanismo motor. Em sua maioria, eles partem do sistema nervoso central (SNC) através de raízes ventrais medulares ou de raízes equivalentes de nervos cranianos, sendo assim nomeados como eferentes devido à sua origem (cérebro ou medula). Por outro lado, existem células especializadas que respondem a alterações locais através do envio de sinais ao sistema nervoso. Elas são conhecidas como receptoras ou sensitivas e seus nervos são chamados de aferentes porque eles se dirigem à medula e ao tronco cerebral. Assim, pode-se destacar que os nervos que controlam os músculos são conhecidos como nervos efetores (BROBECK, 1976).

1.2.2 Ângulo de pico de torque

Os músculos esqueléticos possuem a capacidade de produzir valores de pico de torque (momento de força) diferentes ao longo da amplitude de movimento articular, determinada pela variação do braço de alavanca do músculo à medida que a articulação se desloca, assim como pela relação comprimento-tensão muscular (a propriedade fisiológica do tecido muscular de modificar sua capacidade de produzir tensão à medida que o seu comprimento varia). Essas modificações permitem alterar o ângulo do pico de torque, conhecido na literatura como ponto ótimo, ponto este no qual o músculo gera seu pico de torque (tensão máxima) (**figura 5 e 6**) (AQUINO *et al.*, 2010), desempenhando um papel importante para avaliar a função muscular (BRUGHELLI *et al.*, 2010). Após o treinamento, o comprimento-tensão e as curvas do pico de torque podem ser modificadas, gerando alterações no ponto ótimo (BRUGHELLI e CRONIN, 2007). O ângulo de pico de torque pode apresentar valores diferenciados para o membro dominante e não-dominante (CLARK *et al.*,

2005). Um menor ângulo articular de pico de torque pode ser encontrado em musculaturas lesionadas (CLARK *et al.*, 2005) ou servir como um indicador para maior risco de lesão (BROCKETT *et al.*, 2004).

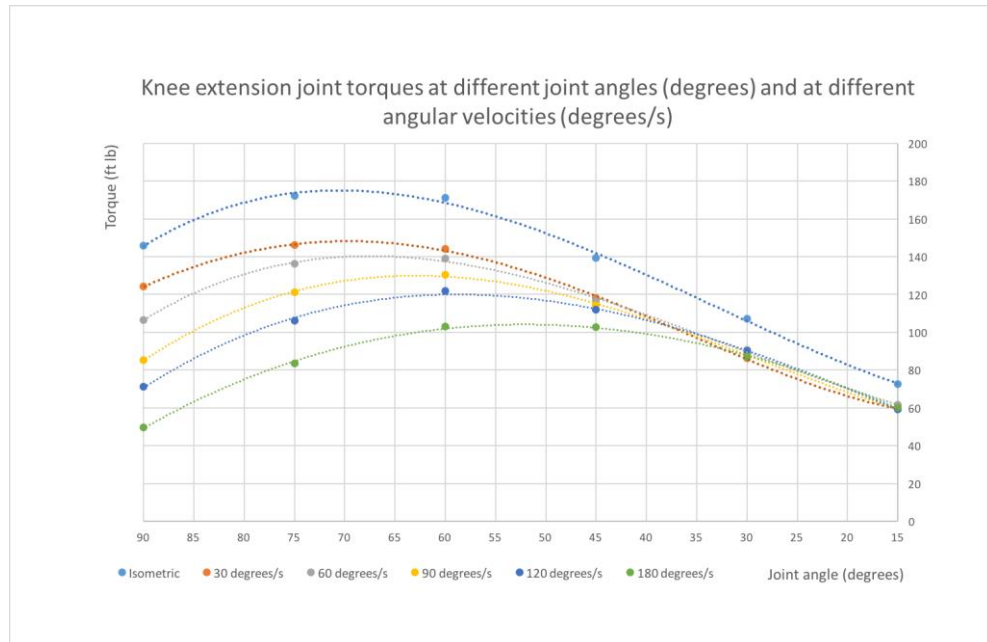


Figura 5. Gráfico ilustrativo do ângulo de pico de torque (APT) dos extensores do joelho (Retirado de YOON *et al.*, 1991).

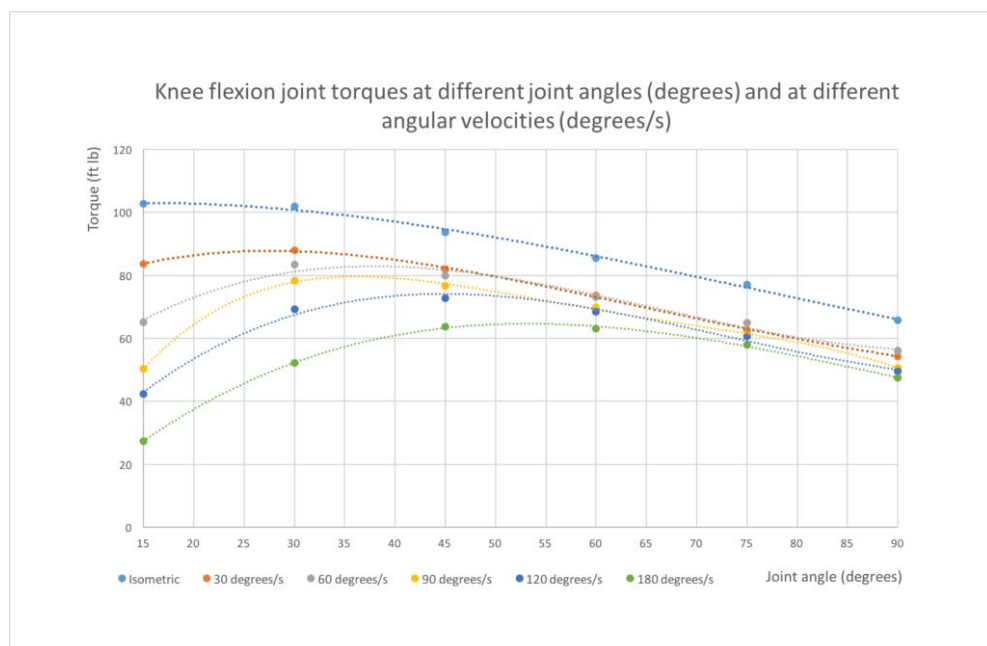


Figura 6. Gráfico ilustrativo do ângulo de pico de torque (APT) dos flexores do joelho (Retirado de YOON *et al.*, 1991).

1.2.3 Morfofisiologia do corpo caloso

O corpo caloso (CC) é a maior estrutura cerebral de substância branca e conecta os dois hemisférios cerebrais (**figura 7**), mantendo o processamento independente e a informação integrada, cuja funcionalidade pode ser testada eletrofisiologicamente por estimulação magnética transcraniana (EMT) e eletroencefalografia (EEG) (TAKEUCHI *et al.*, 2012). A habilidade de comunicação dos dois hemisférios corticais é mediada pela comunicação calosa e suas interações facilitatórias e inibitórias (FLING e SEIDLER, 2012).

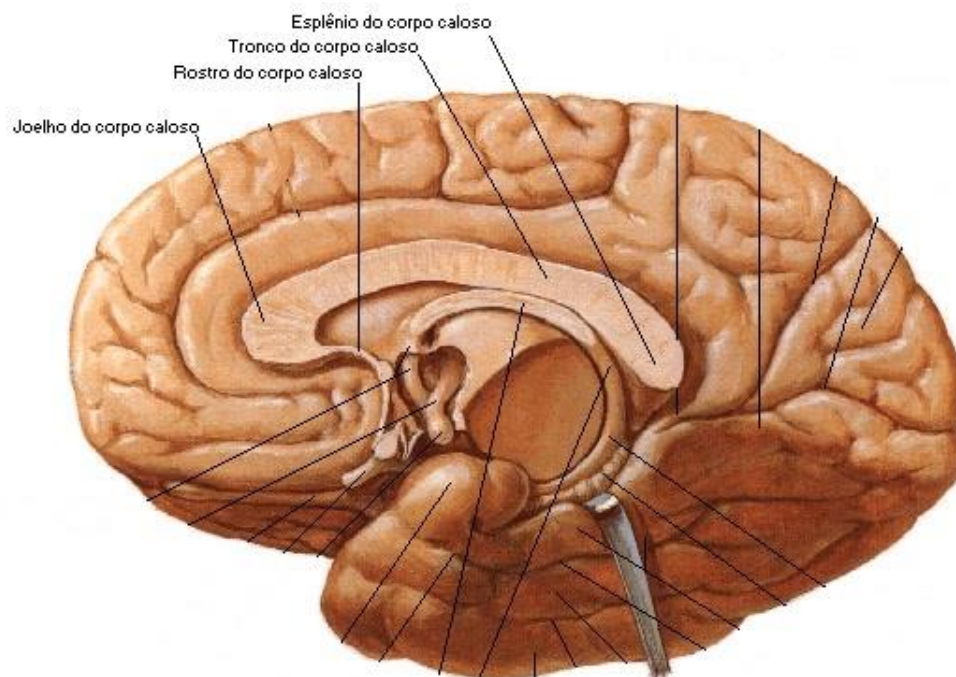


Figura 7. Corte sagital do corpo caloso. Subdivisões anatômicas do corpo caloso (Modificado de: NETTER, 2ª ed., 2000).

As pesquisas sobre as interações inter-hemisféricas baseadas no conceito de lateralização cerebral, a qual permite o processamento da informação sem a interferência do hemisfério contralateral, sugerem ser mais eficiente usar um

hemisfério e inibir o outro em tarefas mais simples como, por exemplo, as unilaterais (TAKEUCHI *et al.*, 2012). Além disso, o tempo e a precisão de tarefas motoras bilaterais podem ser, predominantemente, programadas por um dos hemisférios (GEFFEN *et al.*, 1994).

A região anterior do corpo caloso, conhecida como geno (ou joelho), é a responsável por conectar os hemisférios anteriores do cérebro e regiões do córtex pré-frontal que são indispensáveis para as funções motoras. A região central do CC conecta o córtex motor, somatossensorial e auditivo. A região posterior do CC é responsável por conectar os lobos temporal, occipital e parietal. O esplênio está relacionado às comunicações inter-hemisféricas decorrentes dos estímulos visuais, auditivos e de processamento da linguagem (ANSTEY *et al.*, 2007).

A hipótese de lateralização por teorias inibitórias e excitatórias das interações inter-hemisféricas envolvem o controle da coordenação unilateral e bilateral (WAHL e ZIEMANN, 2008). O mecanismo de ação, primeiramente, é excitatório. Entretanto, as fibras do córtex motor primário ativam os interneurônios inibitórios (FLING e SEIDLER, 2012). A teoria excitatória do corpo caloso é de que este compartilha e integra a informação entre os hemisférios, acreditando-se ainda que esta seja a responsável pela execução dos movimentos voluntários do córtex motor (TAKEUCHI *et al.*, 2012).

A estimulação magnética transcraniana (EMT) é uma técnica que utiliza um potente campo magnético que induz correntes elétricas no córtex cerebral, resultando em uma resposta eletromiográfica mensurável no lado contralateral do corpo, denominada Potencial Evocado Motor (PEM) (ROTHWELL, 1997). Ela é utilizada como uma ferramenta extremamente útil para investigar as alterações do córtex motor na produção de diferentes tarefas motoras (ROTHWELL, 1997).

podendo ser utilizada para medir a influência da atividade calosa (FERBERT *et al.*, 1992).

1.2.3.1 Evidência de inibição calosa

A ativação das áreas motoras de um dos hemisférios leva a uma inibição simultânea das atividades na região homóloga do hemisfério oposto. Isso se deve ao fato de os dois hemisférios se conectarem através das projeções do corpo caloso. Quando os dois hemisférios exercem uma tarefa de força bilateral, por exemplo, cada hemisfério inibe o outro, resultando em uma inibição mútua, tendo como consequência a redução da força bilateral (OHTSUKI, 1981a; 1994; LI *et al.*, 2000), assim como um aumento em relação ao tempo de reação (OHTSUKI, 1981b; TANIGUCHI *et al.*, 2001). Por mais que a inibição transcalosa possa ser prejudicial quando os movimentos bilaterais são executados, ela apresenta uma função importante nos movimentos unilaterais, uma vez que minimiza a ativação do hemisfério contralateral não desejado (GEFFEN *et al.*, 1994; MAYSTON *et al.*, 1999; ALLISON *et al.*, 2000).

Uma tarefa unilateral está associada ao aumento da inibição inter-hemisférica (IIH) no córtex motor inativo, sendo um importante mecanismo para evitar a coativação não desejada deste e de uma possível atividade espelhada pelo outro membro (HÜBERS *et al.*, 2008). A ativação de ambas as regiões cerebrais para tarefas bilaterais e que possam envolver altos níveis de complexidade evidenciam uma função excitatória do corpo caloso e sua habilidade de integrar a informação entre os hemisférios (TAKEUCHI *et al.*, 2012). Tem sido demonstrado que estas interações inter-hemisféricas contribuem para a aquisição das habilidades bilaterais, relacionadas à plasticidade neural, que é a habilidade do cérebro de desenvolver

novas conexões neuronais e funções além de compensar possíveis lesões existentes (TAKEUCHI e IZUMI, 2012).

De acordo com sua formação estrutural, o corpo caloso não é completamente formado até a idade de 6 a 8 anos, aproximadamente, tendo sido demonstrada significativa IIH em adulto, mas ausente em crianças. Movimentos espelhados ocorrem em crianças pequenas devido à imaturidade do corpo caloso, sendo estes reduzidos na faixa etária citada (6-8 anos), justamente quando ocorre a mielinização do corpo caloso (SHIM *et al.*, 2008). Em relação ao gênero foi apresentado, ainda que divergentemente, que o volume do corpo caloso em mulheres é maior, porém a conectividade microestrutural é superior em homens. Entretanto, mulheres jovens possuem maior índice de IIH se comparadas com homens jovens, assim como a questão hormonal e ciclo menstrual pareceram exercer influência sobre a IIH (TAKEUCHI *et al.*, 2012).

A relação entre a IIH e o desempenho motor é complexa. Em estudos de IIH, há um aumento deste índice durante tarefas que envolvem os membros superiores em movimentos diferentes se comparada a movimentos nos quais os membros se movem em sincronia (FLING e SEIDLER, 2012). Um menor desempenho motor ocorre em indivíduos com menor capacidade inibitória ou em tarefas que exigiam altos níveis de coordenação (FLING e SEIDLER, 2012). Foi demonstrado ainda que o treinamento motor pode mudar essas interações inter-hemisféricas, demonstrado em indivíduos que possuem maior treinamento bilateral (TAKEUCHI *et al.*, 2012) como, por exemplo, em músicos. Estudos demonstram que o córtex motor apresenta mudanças durante atividades manuais bilaterais quando comparadas às unilaterais em contrações isométricas, corroborando a ideia de que o corpo caloso exerce influência no controle destas ações (LONG *et al.*, 2016). Músculos distais,

especialmente os da mão, são altamente dependentes do sistema corticoespinal, o qual é necessário para um controle independente dos dedos (LEMON, 1993).

1.2.4 Medidas e avaliação da força e atividade muscular

A dinamometria isocinética é utilizada como um método de mensurar o torque voluntário produzido, em uma determinada velocidade, com o objetivo de avaliar o desenvolvimento muscular para fins científicos e desportivos. Para tanto, é utilizado o valor de torque máximo, ou seja, a maior valor encontrado de torque produzido por uma ação muscular (KANNUS, 1994; GLEESO e MERCER, 1996).

A razão flexão/extensão do joelho é uma medida utilizada com o intuito de avaliar a função muscular (KANNUS, 1994). Essa medida serve como um índice para indicar uma possível disfunção muscular, aumento da possibilidade de lesões articulares, sendo também utilizada como medida de reabilitação (GLEESO e MERCER, 1996). É descrito que os flexores apresentam maior variação de torque máximo se comparados aos extensores, podendo indicar influência das unidades motoras recrutadas e coativação muscular, tanto para homens quanto para mulheres (GLEESO e MERCER, 1996). Além da medida comum de torque máximo, a razão membro dominante/não dominante pode ser efetuada com o objetivo de treinamento e reabilitação. Comparar os membros dominante e não dominante com a relação flexores/extensores pode fornecer maiores informações sobre as ações musculares e funcionamento (AUNE *et al.*, 2013).

A posição angular é um meio importante de analisar a função muscular pois ela fornece informações sobre as propriedades mecânicas das articulações e musculaturas envolvidas no movimento. O máximo de torque produzido varia de

acordo com a velocidade angular do movimento (BALTZOPOULOS e BRODIE, 1989; KANNUS e BEYNNON, 1993).

A eletromiografia (EMG) tem sido amplamente utilizada no diagnóstico clínico, sendo aplicada como o meio de registros dos potenciais elétricos de ação das fibras musculares de pessoas saudáveis e lesionadas. A contração muscular e a produção de força são provocadas pela mudança dos filamentos de miosina no interior do músculo. O deslizamento dos filamentos é provocado pelo potencial de ação que é a despolarização do músculo que ocorre quando o axônio conduz um impulso para todas as suas fibras musculares. Esse potencial de ação é captado pelo eletromiógrafo. Assim, um potencial de ação é chamado de impulso nervoso que pode ser mensurado através de eletrodos sobre a pele sendo que, a atividade elétrica registrada é equivalente à soma dos potenciais produzidos pelas fibras musculares ativadas. Estes registros podem ocorrer através da ativação voluntária do músculo ou devido a uma estimulação elétrica. A eletromiografia de superfície é um método seguro e não invasivo que permite a análise do músculo avaliado, sendo importante para análises da fisiologia muscular *in vivo* (MALTA *et al.*, 2006).

1.3 O Déficit Bilateral: uma revisão da literatura

Na abordagem de diferentes estudos sobre o tema, tem sido observado que a força máxima dos dois membros homólogos, braços ou pernas, operando simultaneamente, é menor que a soma dos lados trabalhando independentemente (ROY *et al.*, 1990; HOWARD e ENOKA, 1991; KOH *et al.*, 1993; OHTSUKI, 1994; OWINGS e GRABINER, 1998b; KURUGANTI *et al.*, 2011; BOTTON *et al.*, 2013). Portanto, o déficit bilateral é a diferença entre a soma da capacidade de gerar força máxima com os dois lados independentes, a qual é superior à produção da força

máxima exercida pelos dois lados, simultaneamente, em uma tarefa específica (HOWARD e ENOKA, 1991).

Fatores de inibição central ou periférica têm sido sugeridos como a origem do DB (ODA e MORITANI, 1996). Em relação à inibição central, esta se refere à inabilidade do Sistema Nervoso Central (SNC) de promover completa ativação neuromotora enquanto a inibição periférica sugere que mecanismos no sistema contrátil do músculo provocariam a redução da atividade unilateral quando acionada bilateralmente (ARCHONTIDES e FAZEY, 1993). Em um dos primeiros estudos que discursaram sobre o déficit bilateral (ASMUSSEN e HEEBØLL-NIELSEN, 1962), foi sugerido que ele também poderia estar relacionado com o treinamento e vinculado à tarefa a ser executada (HOWARD e ENOKA, 1991).

O DB vem sendo demonstrado em alguns estudos através da análise da produção de força muscular voluntária máxima, tanto em condições dinâmicas como em condições isométricas (HOWARD e ENOKA, 1991; KOH *et al.*, 1993; OWINGS e GRABINER, 1998a; vanDIEEN *et al.*, 2003; KURUGANTI *et al.*, 2005). Além disso, condições relacionadas ao indivíduo que possam exercer influência nos valores do índice do DB têm sido utilizadas. Fatores intrínsecos, como a idade, sexo e aptidão física, e extrínsecos, como intensidade de contração muscular e a velocidade de execução têm sido empregados nestes estudos para demonstrar se estes influenciam o índice do DB.

Este déficit já foi observado em diversas faixas etárias (OWINGS e GRABINER, 1998a; KURUGANTI e SEAMAN, 2006), demonstrando a ocorrência do DB em idosos de ambos os sexos ($72,1 \pm 5,7$ anos) na extensão isocinética do joelho (OWINGS e GRABINER, 1998b). Desde adolescentes até idosos, com exceção de crianças, que ainda não foram avaliadas, tem sido observada uma

menor produção de força na condição bilateral quando comparada com a soma das forças unilaterais. Em outro estudo no qual avaliaram mulheres adultas jovens (31 ± 7 anos) e idosas (63 ± 6 anos) em um dinamômetro isocinético, verificou-se a presença do DB para a extensão e flexão do joelho nos dois grupos testados (KURUGANTI *et al.*, 2005). Posteriormente, outro estudo que utilizou o mesmo protocolo do estudo anterior para avaliar adolescentes (15 ± 1 ano), também foi encontrado o DB na extensão e flexão do joelho (KURUGANTI e SEAMAN, 2006). Entretanto, pesquisa anterior a estes estudos citados, não havia encontrado presença do DB em grupos de mulheres idosas e de meia-idade (HAKKINEN *et al.*, 1996a). Recentemente, pesquisas verificaram a presença do DB em homens jovens e em idosos, no qual o grupo de jovens apresentou índices menores do DB (BEURSKENS *et al.*, 2015).

Em indivíduos habituados ao treinamento de força, o comportamento do DB pode ser distinto ao de outros que não tenham esta experiência ou que se submetam a diferentes programas de treinamento. Em um grupo de indivíduos não treinados para força observou-se presença do DB, diferenciando-os do grupo de ciclistas, no qual não ocorreu DB tampouco facilitação bilateral (HOWARD e ENOKA, 1991). Contudo, em análise de diferentes grupos de indivíduos, tais como treinados para força, bailarinos, jogadores de voleibol e um grupo de indivíduos não treinados em nenhuma modalidade de exercício físico, valores próximos para a diferença entre a força bilateral e a soma das forças unilaterais foram encontrados para todos os grupos. Neste mesmo estudo, observou-se facilitação bilateral em todos os indivíduos, independentemente do grupo em que estava inserido (SCHANTZ *et al.*, 1989).

Em relação à intensidade de execução do teste proposto em outro estudo, foi analisada a presença do DB durante teste de força máxima e submáxima de extensões do joelho em um grupo de indivíduos jovens ($22,3 \pm 2,9$ anos). Os resultados demonstraram presença do DB, independentemente da intensidade da contração (KURUGANTI e MURPHY, 2008). Em outro estudo, em que se comparou o comportamento de indivíduos jovens e idosos, sobre a presença do DB em condições máximas e submáximas, foi observado maiores valores do DB para a condição submáxima, sem diferença entre as duas populações (HERNANDEZ *et al.*, 2003).

Considerando a dinâmica de execução do teste de força, é possível determinar variações na velocidade em um dinamômetro isocinético, pois este regula a velocidade, porém com resistência variável (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Deste modo, no presente estudo, a velocidade escolhida para avaliar a presença do DB foi de $60^\circ/\text{s}$ por ser uma velocidade semelhante à empregada nas atividades diárias. Estudos prévios, cujo enfoque foi acerca da velocidade de execução sobre o índice do DB, os resultados encontrados foram divergentes. Em alguns estudos que buscaram demonstrar o índice do DB com a velocidade de execução, foram encontrados comportamentos diferentes para os índices do DB nas velocidades de 60, 120, 180, 240 e $360^\circ/\text{s}$ para os extensores e flexores do joelho (BROWN *et al.*, 1994) e entre as velocidades de 30 e $150^\circ/\text{s}$ na extensão do joelho (DICKIN e TOO, 2006). Porém, pesquisas semelhantes não observaram diferença do DB nas velocidades de 45 e $180^\circ/\text{s}$, para extensão e flexão do joelho (MACDONALD *et al.*, 2014) e na extensão de joelho nas velocidades de 30 e $150^\circ/\text{s}$ (OWINGS e GRABINER, 1998a). Seguindo esta linha de pesquisa, alguns estudos tentaram explicar a ocorrência do DB pela redução da ativação de unidades motoras de alto

limiar (VANDERVOORT *et al.*, 1984; KURUGANTI *et al.*, 2010). Uma das poucas hipóteses apresentadas é a de que com o aumento da velocidade de execução do teste exista uma redução na ativação das fibras de contração lenta (BROWN *et al.*, 1994). Esta hipótese é contrária à outra linha de pensamento que afirma ocorrer uma redução na ativação das fibras de contração rápida à medida que se aumenta a velocidade angular (DICKIN e TOO, 2006).

1.3.1 Fundamentos biológicos para o déficit bilateral

Segundo evidências, especula-se que possa ocorrer inibição no recrutamento de fibras do tipo II durante contrações bilaterais. Testes realizados para contrações isométricas máximas de extensão do joelho nas condições *ramp* (força máxima atingida gradualmente) e *step* (força máxima atingida o mais rápido possível), encontraram déficit em ambas as condições, entretanto, maior para a condição *step*, sugerindo que a redução na ativação de fibras musculares do tipo II pode ser responsável pelo DB, já que são mais recrutadas nesta condição de teste (KOH *et al.*, 1993). Outros estudos também encontraram valores de DB maiores em contrações rápidas sugerindo que haja uma redução na ativação das fibras de contração rápida (VANDERVOORT *et al.*, 1984; HAKKINEN *et al.*, 1997). Dentre eles, um estudo sugeriu o envolvimento de contrações bilaterais com maior resistência à fadiga, provavelmente, devido à redução da ativação das fibras rápidas, por serem mais suscetíveis a este processo (VANDERVOORT *et al.*, 1984).

Em contrapartida, seria esperado que em indivíduos idosos o DB deveria apresentar menores valores em relação aos indivíduos jovens, pois com o envelhecimento ocorre atrofia das fibras do tipo II, o que não condiz com as observações feitas em estudos que avaliaram a força em idosos nas condições

unilaterais e bilaterais (HERNANDEZ *et al.*, 2003; KURUGANTI e SEAMAN, 2006). Outro estudo também observou a presença do DB na extensão de joelhos em idosos sugerindo que o déficit não estaria relacionado à inabilidade de recrutamento das fibras rápidas (OWINGS e GRABINER, 1998b), mostrando que os resultados obtidos quando avaliado o fator idade não explicam a hipótese de redução das fibras rápidas (JAKOBI e CHILIBECK, 2001).

Contudo, em outro estudo para determinar a causa do fenômeno, os resultados contrariaram ainda mais a hipótese de redução das fibras rápidas, demonstrando que o déficit pode ser maior em condições submáximas, o que seria explicado pela redução no recrutamento de fibras do tipo I, responsáveis principais nesse tipo de contração (HERNANDEZ *et al.*, 2003). Outros sugerem que a redução no recrutamento de fibras do tipo I é a responsável pelo DB no qual através de um bloqueio parcial, por uma ação química (*d-tubocurarine*), da transmissão de sinais para as fibras do tipo I, foi observada redução na magnitude do DB para o exercício *leg press* de forma isométrica. E, ainda, quando as fibras do tipo II foram bloqueadas, também quimicamente por *decamethonium*, não ocorreu diferença significativa na magnitude do DB (SECHER *et al.*, 1978). Entretanto, outro estudo apresentou resultados divergentes dos demais apresentando valores semelhantes para o DB tanto em contrações rápidas quanto lentas (OWINGS e GRABINER, 1998a).

Evidências distintas sobre a inibição neural também têm sido encontradas. A coativação antagonista seria outra explicação para a causa do DB, o que causaria um menor torque pela musculatura agonista (LINNAMMO *et al.*, 2006; BUCKTHORPE *et al.*, 2013). Esta hipótese foi levantada por diferentes estudos, nos quais a produção de força na condição bilateral sofreu maior influência da coativação do que

na condição unilateral, justificando, assim, o DB (JAKOBI e CAFARELLI, 1998; OWINGS e GRABINER, 1998b; KURUGANTI *et al.*, 2011; MATKOWSKI *et al.*, 2011). Entretanto, outros não encontraram diferença na coativação na condição unilateral e bilateral (JAKOBI e CAFARELLI, 1998; OWINGS e GRABINER, 1998a; KURUGANTI e MURPHY, 2008). Contrariando ainda mais os resultados que justificariam tal fator para a causa do DB, foi encontrada maior atividade eletromiográfica na musculatura dos isquiotibiais na condição unilateral para a extensão do joelho (KOH *et al.*, 1993).

Foi observado que o déficit bilateral existe devido a uma inibição neural nas atividades bilaterais, requisitando maior atuação do sistema nervoso para exercícios multiarticulares, sendo assim mais suscetíveis ao déficit bilateral (JANZEN *et al.*, 2006). Em pesquisa que visou comparar articulações proximais e distais nos membros superiores, em ambos os casos, foi obtido um DB significativo, porém este índice foi relativamente maior na proximal (ombros), provando que há diferença entre articulações proximais e distais dos membros (AUNE *et al.*, 2013).

Apesar da hipótese do déficit bilateral estar ligada à teoria de inibição neural, outras teorias foram sugeridas para a origem dessa inibição (AUNE *et al.*, 2013). Dentre elas, a de que os reflexos corticoespinhais de um membro inibiriam os neurônios motores do outro membro (OHTSUKI, 1983; KOH *et al.*, 1993), redução da excitabilidade motora dos neurônios de ação rápida (JAKOBI e CAFARELLI, 1998) e inibição relacionada ao córtex motor primário de ambos hemisférios quando contrações bilaterais simultâneas são realizadas (POST *et al.*, 2007). Estudos indicaram inibição a nível supraespinal, através de resultados que comprovaram um decréscimo na atividade cortical durante a contração bilateral, demonstrando que

a origem da inibição está no córtex motor (ODA e MORITANI, 1996). No entanto, esta inibição não está bem elucidada.

Em um estudo anterior que mensurou o grau de atividade cerebral, observa-se que o córtex sensório-motor (giro pré-central e pós-central), cerebelo, córtex pré-motor e área motora suplementar são as áreas mais ativadas no cérebro durante as contrações máximas, unilaterais e bilaterais. Como resultado, obteve-se também, nas contrações bilaterais, uma significativa diminuição da força e no sinal eletromiográfico assim como na ativação do giro pré-central mostrando que o déficit bilateral está diretamente ligado ao córtex motor primário (POST *et al.*, 2007).

Pesquisas demonstraram que, ao realizar movimentos bilaterais, ambos os hemisférios, direito e esquerdo, são recrutados. Este recrutamento é realizado, simultaneamente, pelos dois hemisférios, através do corpo caloso, ativando as áreas homólogas contralaterais (FERBERT *et al.*, 1992). Embora o corpo caloso apresente diversas funções, tais como transferência dos comandos motores, coordenação e informações sensoriais, ele também apresenta como função a inibição dos comandos inter-hemisféricos (ASANUMA e OKUDA, 1962; MEYER *et al.*, 1995; SALERNO e GEORGESCO, 1996; MEYER e VOSS, 2000). Entretanto, foi observado que as fibras comissurais do corpo caloso, encarregadas de fazer a comunicação entre os hemisférios, tem função inibitória nas contrações simultâneas dos membros (AUNE *et al.*, 2013).

1.4 Aspectos neurofisiológicos entre gêneros

1.4.1 Diferenças relacionadas ao sistema musculoesquelético

O aumento do tamanho e força dos músculos gera deformidades na estrutura óssea. Durante a adolescência, esta estrutura se adapta constantemente pra manter a estabilidade causada por alterações mecânicas (ex. crescimento) e mudanças hormonais naturais. As diferenças entre gêneros, em relação ao crescimento muscular e ósseo, geralmente não são evidentes na primeira infância, porém já na adolescência, as diferenças se tornam aparentes no sistema musculoesquelético por efeitos da testosterona e estrogênio em homens e mulheres, respectivamente (LANG, 2011).

Em homens que estão na puberdade, essas mudanças são causadas por altos níveis de testosterona e IGF-1 (*Insulin-like Growth Factor 1*) que resultam em um aumento de massa e força musculares. O aumento do atrito muscular combinado com o crescimento ósseo conduz a um aumento na produção óssea assim como a um aumento da área muscular (volume). Em mulheres, níveis altos de estrogênio e baixos de testosterona induzem o aumento da massa óssea mais rapidamente mas não do volume muscular (LANG, 2011).

Na relação do volume muscular/ósseo, homens adultos jovens apresentam maior variação, explicada por um maior volume muscular. Diferentemente, mulheres apresentam uma maior relação devido a um menor volume de massa muscular (LANG, 2011).

Homens possuem mais massa muscular do que mulheres, em valores absolutos e relativos ao peso corporal. Se comparados às mulheres, homens têm um percentual superior de massa muscular nos membros superiores e um percentual relativamente menor nos membros inferiores (JANSSEN *et al.*, 2000).

Mesmo que mulheres tenham apresentado 40% a menos de massa muscular do que homens nos membros superiores, a diferença entre gêneros persiste nos

membros inferiores porém em menor amplitude (33%) (JANSSEN *et al.*, 2000), consistente com achados anteriores, que variaram entre 50% e 33% para membros superiores e inferiores, respectivamente (JANSSEN *et al.*, 2000).

Homens apresentam maior área de seção transversa de músculo (volume) do que mulheres. O tecido das mulheres não se diferencia dos homens na relação do máximo de tensão gerado por uma unidade muscular de seção transversa (SCHANTZ *et al.*, 1983) e sim na quantidade de tecido muscular encontrado no segmento, explicando, assim, as diferenças entre os gêneros em musculaturas diferentes (MONTEIRO, 1997). Em levantadores de peso, mulheres também apresentaram menor área de seção transversa. Contudo, uma hipótese levantada sugere que, como mulheres tem volumes menores de massa muscular, fibras menores e, possivelmente, menores quantidades das mesmas, mulheres ainda apresentariam menor área de seção transversa em relação aos filamentos contráteis (FORD *et al.*, 2000).

1.4.2 Diferenças relacionadas à força muscular

Força absoluta é definida como o máximo de força que pode ser gerada em uma articulação (KOUSHYAR *et al.*, 2016). A força relativa é uma outra medida de avaliação utilizada para mensurar a força (Monteiro, 1997). Força relativa é normalmente determinada como o valor da força absoluta sobre a massa corporal ou massa magra (KOUSHYAR *et al.*, 2016).

Em indivíduos obesos, por exemplo, foi demonstrado que a força absoluta dos extensores do joelho é maior do que em indivíduos de peso normal porém a força relativa é menor (KOUSHYAR *et al.*, 2016). Deste modo, a força absoluta é derivada de uma adaptação neuromuscular pelo aumento de peso haja vista que os

extensores do joelho são responsáveis pelo movimento assim como na estabilização corporal derivada das forças gravitacionais durante o andar. Porém, o mesmo não foi observado nos flexores do joelho pois estes não exercem tanta influência no que foi apontado (KOUSHYAR *et al.*, 2016).

Na comparação entre gêneros na força absoluta máxima, adolescentes do sexo masculino e feminino não apresentam diferenças no torque, tanto nas contrações concêntricas quanto excêntricas. Entretanto, em homens adultos, estes demonstraram valores significativamente superiores às mulheres em contrações concêntricas mas não percebido nas excêntricas (SEGER e THORSTENSSON, 1994). Em outro estudo, homens adultos também apresentaram valores absolutos de força superiores às mulheres mas o percentual superior é diferenciado se comparado aos grupamentos musculares (MONTEIRO, 1997).

A diferença entre gêneros é maior nos membros superiores do que nos inferiores que podem estar relacionados a diferenças genéticas na massa muscular, funções neuromusculares (estimulação e recrutamento) ou em atividades que envolvam essa musculatura serem mais frequentes em homens (BISHOP e CURETON, 1987). Diversos estudos anteriores demonstraram resultados inferiores de força em mulheres, proporcional aos homens, que variaram entre 35% e 86%, com uma média de 70% (MONTEIRO, 1997).

Outras pesquisas apontaram que, para contrações concêntricas, especialmente em homens, ocorre gradualmente uma diminuição da força máxima conforme o aumento da velocidade angular. Em relação às contrações excêntricas, o torque máximo encontrado normalmente foi superior do que o concêntrico em velocidades elevadas. Neste aspecto, homens e mulheres apresentaram resultados semelhantes (SEGER e THORSTENSSON, 1994). No sinal eletromiográfico (EMG),

o sinal nas contrações excêntricas apresentou resultados inferiores, independentemente da velocidade, quando comparados às concêntricas nos extensores do joelho em homens, que demonstraram aumento proporcional a velocidade. Essas diferenças no torque e no sinal de EMG podem evidenciar um mecanismo neural inibitório durante a fase excêntrica da ação muscular (WESTING *et al.*, 1991). Na força relativa, não foram observadas diferenças significativas entre gêneros (SEGER e THORSTENSSON, 1994). Porém, as diferenças entre gêneros relacionadas a resistência à fadiga muscular não são explicadas pelo tamanho muscular, capacidade oxidativa ou suprimento sanguíneo entre homens e mulheres mas sim pelos diferentes tipo de fibras musculares, sendo evidenciado que mulheres apresentam maior resistência do que homens (WÜST *et al.*, 2008). Em relação à força, as diferenças entre sexos é menor em indivíduos treinados do que em não-treinados (BISHOP e CURETON, 1987; FLECK e KRAEMER, 2014).

1.4.3 Diferenças relacionadas ao corpo caloso

O tamanho relativo do corpo caloso em mulheres é 5% maior do que homens por uma relação inversa entre o tamanho do corpo caloso e o volume cerebral. Indivíduos com maior volume cerebral tendem a ter corpos calosos menores (BISHOP e WAHLSTEN, 1997; JANCKE *et al.*, 1997; Leonard *et al.*, 2008), independentemente do sexo (LEONARD *et al.*, 2008) porém mulheres demonstram corpos calosos maiores do que dos homens (DRIESEN e RAZ, 1995). Embora o tamanho do corpo caloso relacionado ao gênero seja controverso, o esplênio do corpo caloso apresentou diferença ao se comparar mulheres com homens (DE GENNARO *et al.*, 2004) e outros demonstrando alteração na porção ântero-medial do tronco do corpo caloso (NEWMAN, 2015).

A idade, segundo pesquisa, pode exercer influência devido à perda de volume cerebral e, conseqüentemente, à perda das fibras inter-hemisféricas e da área calosa. O estudo ainda cita que o aumento do tamanho do corpo caloso melhora a execução de tarefas que requisitam processamento cognitivo bilateral (MITCHELL *et al.*, 2003).

Em relação à conectividade microestrutural, foram encontrados maiores índices em homens (TAKEUCHI *et al.*, 2012). Porém, outra pesquisa relata que mulheres apresentaram maior conectividade inter-hemisférica (DAVATZIKOS e RESNICK, 1998). Mulheres apresentaram também maior inibição transcalosa, sugerindo que há diferença entre sexos na conexão inter-hemisférica relacionada à metade anterior da estrutura do corpo caloso. Nesta parte do corpo caloso, as fibras conectam o córtex motor homólogo, que é afetado por uma inibição transcalosa (MEYER *et al.*, 1995).

1.4.3.1 Influência hormonal sobre o corpo caloso

De acordo com outras pesquisas que buscaram avaliar a influência dos hormônios femininos no corpo caloso, foi observado que a transferência transcalosa é regulada pelo estrogênio e progesterona e mudanças no ciclo menstrual, sugerindo que estes hormônios afetam a interação inter-hemisférica. Os níveis de estrogênio (E) e progesterona (P) são menores durante o 1º e 5º dias do ciclo menstrual (folicular), nos quais funções lateralizadas, tais como noção espacial e linguagem, estão mais lateralizadas do que nos períodos de aumento destes hormônios (luteínica). Porém, os efeitos desses hormônios na plasticidade neural ainda não são conhecidos (HAUSMANN *et al.*, 2006).

Os efeitos dos níveis hormonais de estrogênio e progesterona poderiam explicar não somente a excitabilidade cortical durante o ciclo menstrual (SMITH *et al.*, 1999, 2002) mas também as mudanças na atividade muscular voluntária, representada pelo mecanismo de inibição (MEYER *et al.*, 1995). Todavia, níveis altos de E e P (separadamente) parecem diminuir a inibição transcalosa (HAUSMANN *et al.*, 2006)

Níveis altos de progesterona ainda podem afetar a seleção, por ativação ou supressão, de um único hemisfério, regulando a inibição inter-hemisférica através do corpo caloso que é conhecido por ser um mecanismo importante nas assimetrias cerebrais funcionais (HAUSMANN *et al.*, 2006). Porém, esses hormônios podem exercer efeitos positivos nas interações inter-hemisféricas para manter o processamento independente entre os hemisférios (TAKEUCHI *et al.*, 2012).

2 JUSTIFICATIVA

Entender as diferenças neuromusculares e biomecânicas sobre o déficit bilateral entre homens e mulheres são de suma importância para os profissionais de saúde e para aqueles que atuam com aprendizagem motora e o desempenho físico. Este conhecimento repercute na elaboração de condutas de reabilitação e redução do risco de lesão, no controle e orientação de atividades motoras, tanto para fins funcionais e educacionais quanto para o desempenho físico como, por exemplo, na musculação. Hoje, no Brasil, a musculação é a segunda modalidade em predileção na população que pratica atividade física regularmente (BRASIL, 2014). Nas sessões de musculação, condutas básicas são empregadas na prescrição de exercícios. Além das variáveis volume, intensidade e velocidades angulares na execução dos movimentos, as condições unilateral e bilateral destacam-se na elaboração de programas, sobretudo no ordenamento entre exercícios para os membros superiores e membros inferiores.

Embora a ocorrência do DB esteja bem documentada, os mecanismos responsáveis pela ocorrência deste déficit ainda não estão completamente elucidados. Portanto, face à necessidade de ampliar o conhecimento e a grande demanda atual pelo incremento da força muscular, pelos mais variados motivos, torna-se imperativo e pontual pesquisar o déficit bilateral à luz dos aspectos neuromusculares e biomecânicos. Especificamente, identificar como os picos de torque e parâmetros de ativação muscular se comportam em homens e mulheres.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Principal

Analisar o efeito do gênero sobre as variáveis neuromusculares e biomecânicas associadas ao desempenho de torque flexor e extensor do joelho bem como sobre o déficit bilateral na dinamometria isocinética.

3.2 Objetivos Específicos

- Avaliar o efeito do gênero na razão Flexão/Extensão utilizando os valores do pico de torque máximo nos extensores e flexores do joelho nas condições unilaterais;
- Avaliar o efeito do gênero nos valores angulares onde ocorre o máximo pico de torque nos extensores e flexores do joelho nas condições unilaterais e bilaterais;
- Avaliar o efeito do gênero na correlação entre o Déficit Bilateral e a diferença entre os ângulos onde ocorrem os máximos picos de torque bilaterais com os unilaterais nos extensores e flexores do joelho.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Amostra

Participaram 36 voluntários, distribuídos em 18 do sexo masculino (idade: $29,1 \pm 5,0$ anos, estatura: $175,1 \pm 6,1$ cm, peso: $81,3 \pm 11,1$ kg) e 18 do sexo feminino (idade: $29,9 \pm 4,9$ anos, estatura: $162,8 \pm 5,6$ cm, peso: $69,2 \pm 13,0$ kg). Todos os participantes declararam a preferência lateral pelo membro inferior direito. Os critérios de exclusão deste estudo foram: (1) possuir histórico de lesões articulares dos joelhos e possuir histórico de lesões nos músculos extensores e flexores do joelho (**apêndice A**). Os participantes do sexo feminino estavam entre o 1º e 10º dia do ciclo menstrual (fase folicular) para evitar um viés de influência dos níveis hormonais. Não houve restrição quanto ao horário de avaliação sendo somente solicitado intervalo de 2 horas após as refeições.

4.2 Aspectos éticos

Todos os participantes foram informados acerca do objetivo da pesquisa e dos procedimentos envolvidos através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (**apêndice B**). O projeto foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO) com parecer 477.583, conforme a resolução CNS 466/12 (**anexo A**).

4.3 Desenvolvimento do acessório de mensuração bilateral da força isocinética para o joelho

Originalmente, o dinamômetro isocinético não possui acessório para a mensuração de força bilateral dos joelhos. A ideia de produzir tal peça era que a mesma pudesse permitir a execução bilateral na extensão e flexão de joelhos, haja vista que o equipamento em sua composição inicial dista de uma peça de execução unilateral (**figura 8**). Para que essa mensuração fosse realizada foi desenvolvido pelo Laboratório de Pesquisa Neuromuscular - INTO, um acessório para avaliações da força muscular dinâmica isocinética bilateral.

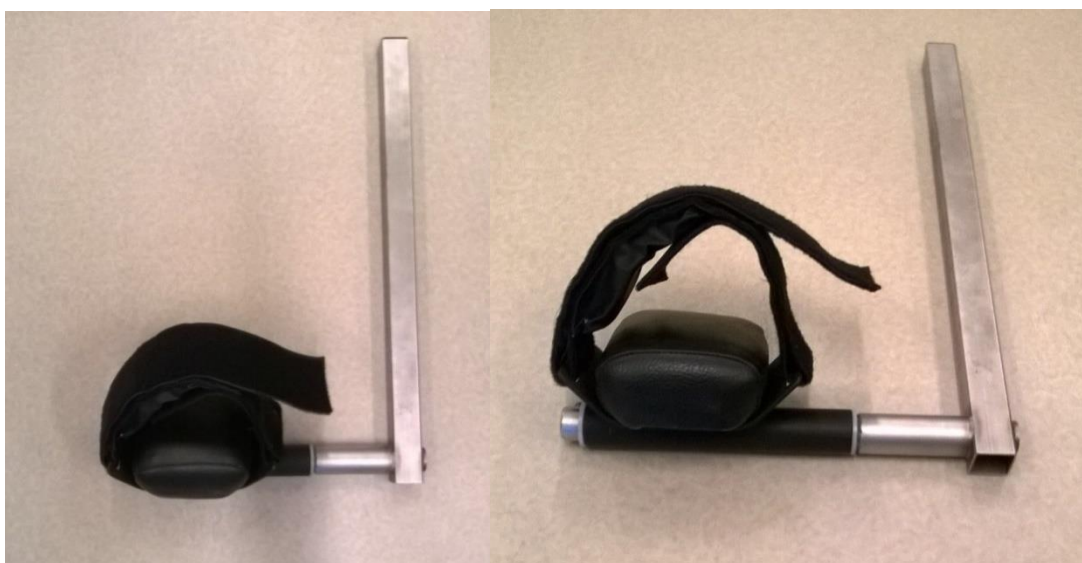


Figura 8. Acessório original de análise unilateral (Fonte: Arquivo pessoal).

Esse novo acessório apresentou um peso de 3,7 Kg. Se comparada à peça original do fabricante de execução unilateral, a nova peça apresentou um aumento de peso equivalente a 85%, cujo peso exato é de 2 Kg. Após todas as avaliações, o acessório manteve sua forma idêntica, mostrando assim sua resistência mecânica e

fidedignidade no teste, podendo assim ser reproduzido e utilizado para testes posteriores (**figura 9**).



Figura 9. Acessório definitivo de análise bilateral (Fonte: Arquivo pessoal).

4.4 Mensuração da força isocinética máxima unilateral e bilateral

Foi utilizado para a mensuração do torque muscular um dinamômetro isocinético (CSMI, modelo HUMAC NORM). Foi executada uma série de cinco repetições máximas, no modo concêntrico-concêntrico para a flexão e extensão do joelho. A velocidade utilizada foi de 60°/s por se aproximar da velocidade utilizada em movimentos cotidianos. O maior torque instantâneo encontrado foi considerado o pico de torque e utilizado para as análises assim como para calcular a razão Flexão/Extensão (Flex/Ext). Foi feita uma familiarização do teste no aquecimento pré-teste, sendo orientados sobre como proceder no momento do teste. Foi realizada, primeiramente, a avaliação bilateral (**figura 10**) para todos os voluntários. Esta escolha foi feita para evitar possível cansaço mesmo após o intervalo entre os testes e estabelecer uma rotina de avaliação.



Figura 10. Voluntário em teste bilateral (Fonte: Arquivo pessoal).

Após 10 minutos de intervalo, foram conduzidos os testes unilaterais, inicialmente com o lado esquerdo e, logo em seguida, com o lado direito (**figura 11**).



Figura 11. Voluntário em teste unilateral (Fonte: Arquivo pessoal).

4.5 Ângulo do pico de torque

Foi mensurado o ângulo onde ocorreu o pico de torque nas contrações unilaterais, direita (aD), esquerda (aE) e bilateral (aB) dos exercícios de extensão e flexão do joelho, onde 0° equivalia a máxima extensão do joelho. Em seguida, foram então calculadas a diferença média (AU-AB) entre os ângulos dos picos de torque unilaterais (AU) dos membros direito e esquerdo e o bilateral (AB), através da **Equação 1**.

$$AU - AB = (|(aD - aB)| + |(aE - aB)|)/2$$

Equação 1

4.6 Determinação do Déficit Bilateral (DB) e Déficit Bilateral Corrigido (D_C)

O índice do Déficit Bilateral (DB) foi calculado por meio da **equação 2**, conforme já descrito anteriormente (BROWN, 1994),

$$DB = ((B/S) \times 100) - 100$$

Equação 2

onde, S assumiu dois valores: S₁ a soma entre o torque Unilateral Direito (UD) e o torque Unilateral Esquerdo (UE) (DB), e S₂ a soma entre o torque Unilateral Direito no ângulo bilateral (RTBA) e torque Unilateral Esquerdo no ângulo bilateral (LTBA) (D_C) (**figura 12**).

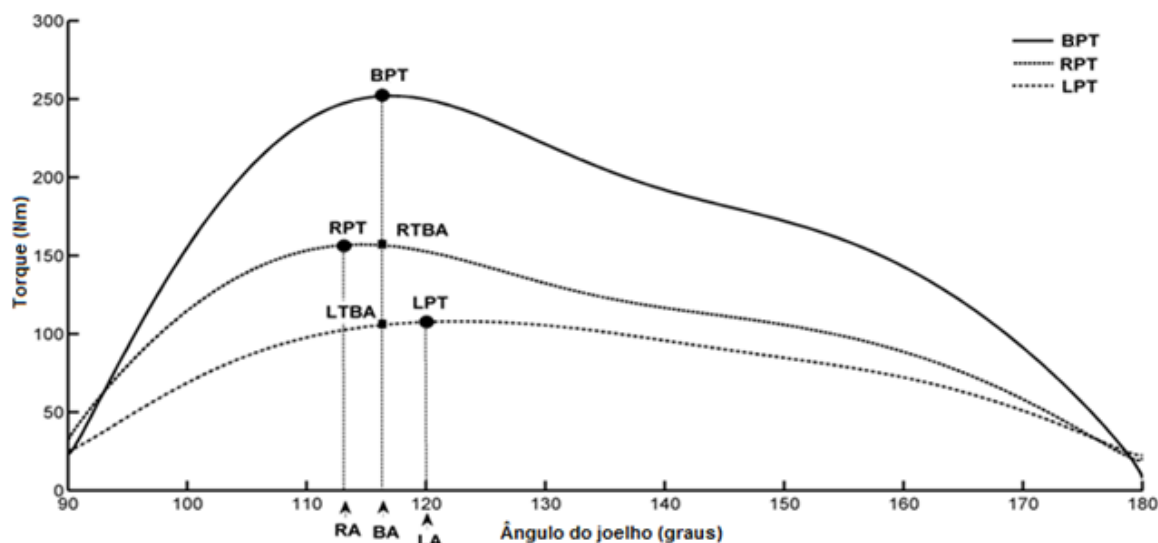


Figura 12. Curvas de correção dos picos de torque pelos ângulos. [BA] ângulo de pico de torque bilateral; [BPT] pico de torque bilateral; [RA] ângulo de pico de torque direito; [RPT] pico de torque direito; [RTBA] pico de torque direito no ângulo de pico de torque do bilateral; [LA] ângulo de pico de torque esquerdo; [LPT] pico de torque esquerdo; [LTBA] pico de torque esquerdo no ângulo de pico de torque do bilateral.

Isto resultou em dois valores para o déficit bilateral, DB e D_C, por meio dos quais foi calculada sua diferença individual percentual (DIF%) utilizando a **Equação**

3. Resultados negativos de DB e D_C indicam presença de déficit bilateral.

$$DIF\% = |(DB - D_c)|/DB$$

Equação 3

4.7 Sinal mioelétrico

4.7.1 Eletromiografia e Goniometria Articular do Joelho

A eletromiografia de superfície (EMG) foi adquirida durante o teste isocinético por hardware (EMG System do Brasil® – 8 canais), através de eletrodos descartáveis Ag/AgCl (RedDot®, 3M Corp. EUA) posicionados nos músculos vasto lateral (VL) e

bíceps femoral (BF). O eletrodo referência foi posicionado no epicôndilo lateral do úmero. A instrumentação e o preparo dos locais dos eletrodos seguiram as recomendações da SENIAM – *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*, adquiridos com frequência de amostragem de 1000 Hz e filtros passa-banda de 20-500 Hz. Foi utilizado o goniômetro digital externo (EMG System do Brasil®) posicionado na face lateral do joelho para captação dos sinais angulares da articulação.

4.7.2 Integração e Redução dos Sinais

Os dados de posição articular coletados através do goniômetro foram utilizados para sincronização dos dados de posição articular e torque do dinamômetro, através de processamento *off-line* em rotina desenvolvida em *Matlab*® (*MathWorks*). Primeiramente os sinais extraídos do dinamômetro foram reamostrados temporalmente para 1000 Hz. Em seguida, o sinal do goniômetro externo foi sincronizado com o sinal de posição articular do dinamômetro. Consequentemente, este procedimento sincronizou também os sinais de EMG e torque. O valor de *Root Mean Square* (RMS) utilizado nas análises foi o detectado nas repetições onde ocorreu de torque de pico na atividade concêntrica. Os valores de RMS obtidos na condição bilateral foram relativizados percentualmente tendo como referência os índices obtidos na condição unilateral. Sendo assim, valores calculados superiores a 100% demonstram uma maior atividade elétrica muscular na condição bilateral, enquanto um valor inferior demonstra maior atividade na condição unilateral.

4.8 Análise Estatística

Foi utilizada estatística descritiva (média $\pm$ DP) para expressar os dados. As variáveis dependentes foram o pico de torque, razão Flexão/Extensão, ângulo do pico de torque, déficit bilateral, déficit bilateral corrigido e o valor RMS.

Para comparar os valores obtidos de pico de torque e razão Flex/Ext entre os gêneros foram realizados testes t não pareados separados. Para verificar a influência da lateralidade nos valores de pico de torque e na razão Flex/Ext, foram realizados testes t pareados. Na comparação dos ângulos do pico de torque, foi realizada uma ANOVA com duas entradas (sexo e ângulo do pico de torque), e, quando pertinente, feita a análise *post hoc* de *Bonferroni*. Para comparações relativas ao DB e D_C, foi realizada uma ANOVA de três entradas: gênero, sentido (extensão e flexão) e DB e D_C. Uma regressão linear foi realizada para correlacionar os dois métodos de cálculo do DB com os ângulos do pico de torque, sendo isto feito através das variáveis DIF% e AU-AB. Para comparar a intensidade da atividade eletromiográfica, expressa pelo RMS, entre gêneros, foram conduzidos teste t para amostras independentes para comparação entre homens e mulheres.

Todos os cálculos foram realizados no software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS Inc. Chigago, IL, EUA). A significância estatística estabelecida foi de $p \leq 0,05$.

5 RESULTADOS

5.1 Pico de torque

Os picos de torques foram significativamente superiores nos homens do que nas mulheres, tanto nos lados direito e esquerdo quanto na condição bilateral, e sentidos do movimento (extensão e flexão) (**figura 13**). Não houve diferença significativa na comparação dos torques entre os lados direito e esquerdo ($p = 0,3142$), mas houve entre os sentidos do movimento ($p < 0,0001$).

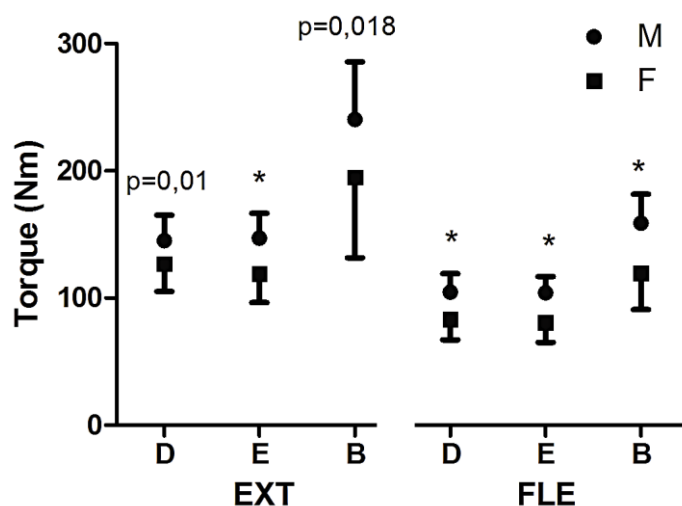


Figura 13. Valores médios e desvio padrão dos picos de torque. Extensor (EXT) e flexor (FLE), dos testes no lado direito (D), esquerdo (E) e bilateral (B), medidos em homens (M) e mulheres (F). * Valores $p < 0,001$ na comparação entre gêneros.

5.2 Razão flexão/extensão

A razão Flexão/Extensão (**tabela 1**) apresentou diferença significativa entre sexos apenas no lado direito ($p = 0,049$), mas não no esquerdo ($p = 0,324$) nem bilateral ($p = 0,571$).

Tabela 1. Valores médios (DP) da razão entre o torque flexor e extensor (Flex/Ext)

	Razão Flex/Ext	Razão Flex/Ext	Razão Flex/Ext
	Bilateral	Direita	Esquerda
Feminino	0,64 ± 0,11	0,66 ± 0,09*	0,69 ± 0,13
Masculino	0,67 ± 0,07	0,73 ± 0,11	0,71 ± 0,08

*Valor p = 0,049 na comparação entre gêneros.

5.3 Ângulo de pico do torque

O ângulo onde foi encontrado o pico de torque dos extensores do joelho foi maior no lado direito quando comparados ao lado esquerdo e bilateral em ambos os gêneros. Foi observada diferença entre mulheres quando comparadas aos homens para o lado direito ($p < 0,01$). A musculatura extensora do joelho não sofreu efeito do gênero no lado esquerdo ($p = 0,164$) nem bilateral ($p = 0,199$) mas foi encontrada diferença para o lado direito ($p = 0,026$) (**figura 14**). Com relação aos flexores, houve efeito significativo do gênero no lado esquerdo ($p = 0,022$), mas não no direito ($p = 0,156$) nem bilateral ($p = 0,328$). Não houve diferença significativa ao comparar os ângulos dos flexores nos homens, mas para as mulheres houve diferença significativa ao comparar o bilateral com o direito (**figura 14**). Ainda, em ambos os gêneros, os valores foram superiores nos extensores quando comparados aos flexores (**figura 14**).

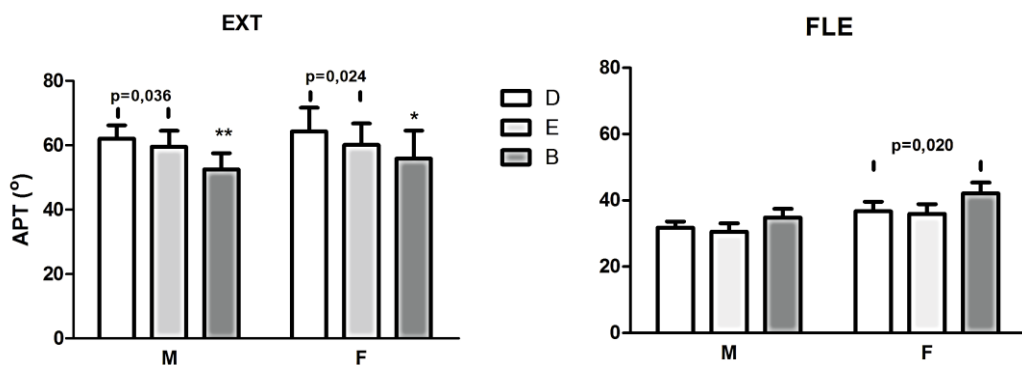


Figura 14. Média e desvio padrão dos ângulos onde ocorreram os picos de torque (APT) extensor (EXT) e flexor (FLE) medidos em homens (M) e mulheres (F); teste do lado direito (D), esquerdo (E) e bilateral (B). * $p < 0,01$ e ** $p < 0,001$ encontrados na comparação do ângulo do pico de torque bilateral em relação aos demais.

As diferenças entre os ângulos dos picos de torque unilaterais (direito e esquerdo) e o bilateral (AU-AB), apresentaram valores positivos para os extensores (ângulos bilaterais inferiores aos unilaterais) e negativos para os flexores (ângulos bilaterais superiores aos unilaterais) em ambos os gêneros (**figura 15**). Os valores obtidos para os extensores foram maiores do que para os flexores, assim como os valores absolutos relativos ao lado direito foram maiores que o do esquerdo (**figura 15**).

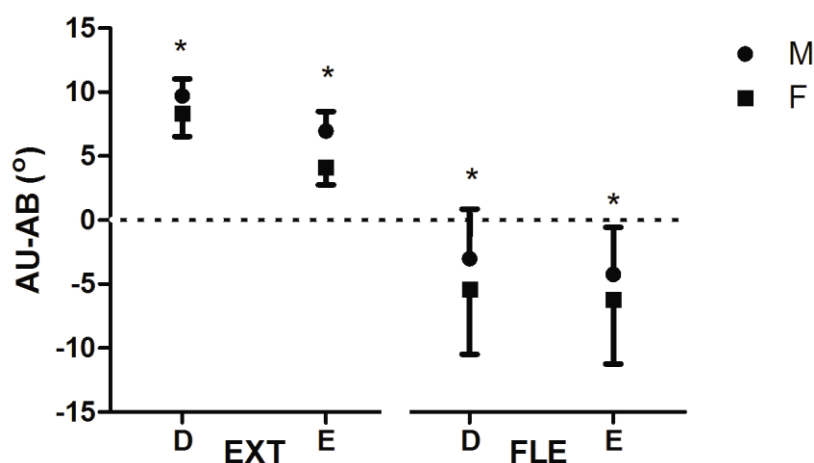


Figura 15. Média e desvio padrão das diferenças entre os ângulos bilaterais e unilaterais (AU-AB) direito (D) e esquerdo (E) de extensores (EXT) e flexores (FLE) em homens e mulheres. * Diferenças significativas encontradas entre sentidos de torque e lados ($p < 0,01$).

5.4 Déficit Bilateral

Na análise do déficit bilateral, houve diferença significativa entre gêneros apenas nos extensores do joelho ($p= 0,012$). Não foi observada diferença estatisticamente significativa do DB nos extensores comparados aos flexores para homens ($p= 0,241$). Em mulheres, foi observada uma tendência a ser significativamente diferente entre sentidos de movimento ($p= 0,054$). Todos os valores obtidos do DB foram maiores do que os calculados levando-se em consideração o ângulo onde o pico de torque bilateral ocorreu (D_C) (**figura 16**).

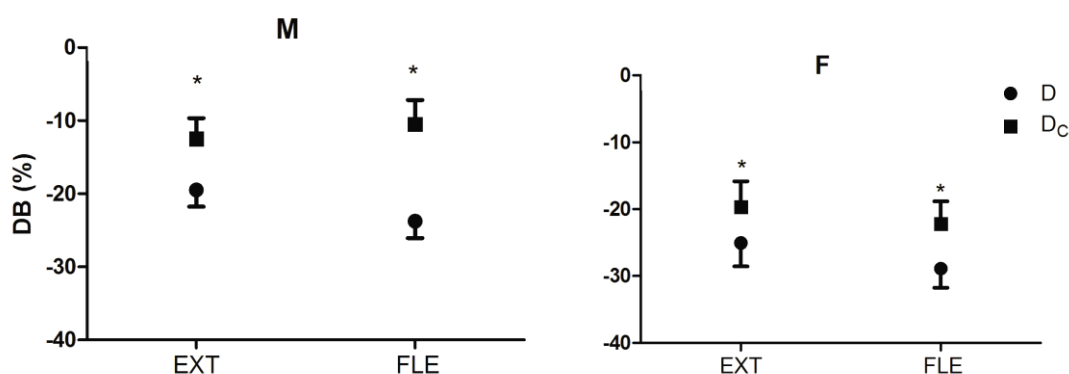


Figura 16. Média e desvio padrão dos déficits bilaterais (DB%) extensor (EXT) e flexor (FLE) medidos em homens (M) e mulheres (F) pelo método de cálculo tradicional (DB) e o corrigido (D_C) pela diferença entre os ângulos dos picos de torque bilateral, direito e esquerdo. Diferenças significativas ($p<0,01$) ao comparar o DB com o D_C .

A análise que comparou a diferença entre o DB e D_C demonstrou forte correlação com o ângulo do pico de torque direito e o ângulo do pico de torque esquerdo em relação ao ângulo do pico de torque bilateral (**figura 17**). Em todas as análises, mulheres tenderam a ter um coeficiente de determinação inferior aos dos homens, assim como, na comparação entre sentidos, a correlação tendeu a ser maior nos flexores quando comparados aos extensores (**figura 17**).

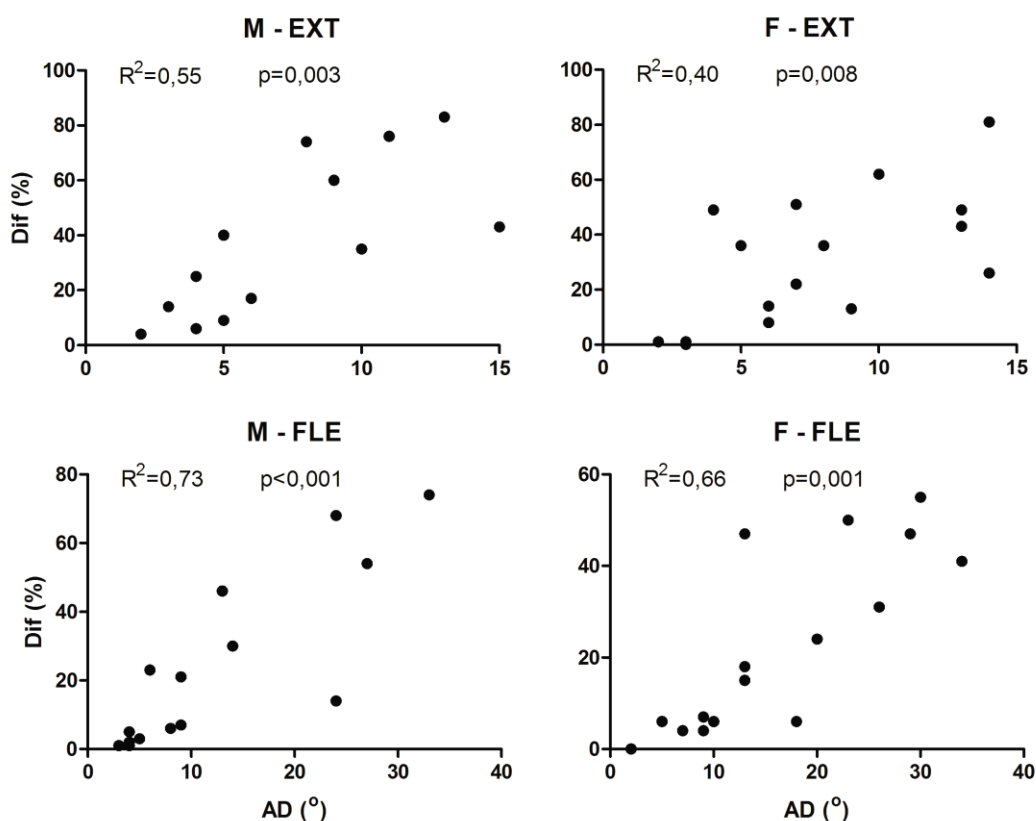


Figura 17. Diagramas de dispersão entre a redução do DB percentual (Dif%) entre os dois métodos (DB e DC) de cálculo do DB e a diferença média entre o ângulo do pico de torque direito e esquerdo em relação ao do bilateral (AD). [M – EXT] Extensores masculino. [M – FLE] Flexores masculino. [F – EXT] Extensores feminino. [F – FLE] Flexores feminino. São apresentados na figura os coeficientes de determinação (R²) e os valores de significância estatística para os mesmos.

5.5 Eletromiografia

A atividade eletromiográfica não foi influenciada pelo fator lado ou sentido do movimento (extensão e flexão) (**figura 18**). A atividade eletromiográfica dos homens foi significativamente superior que a das mulheres em todas as análises unilaterais ($p < 0,05$). Na comparação do sinal eletromiográfico da condição unilateral com a bilateral, só foi observada diferença entre homens e mulheres no extensor direito ($p = 0,003$) (**figura 18**).

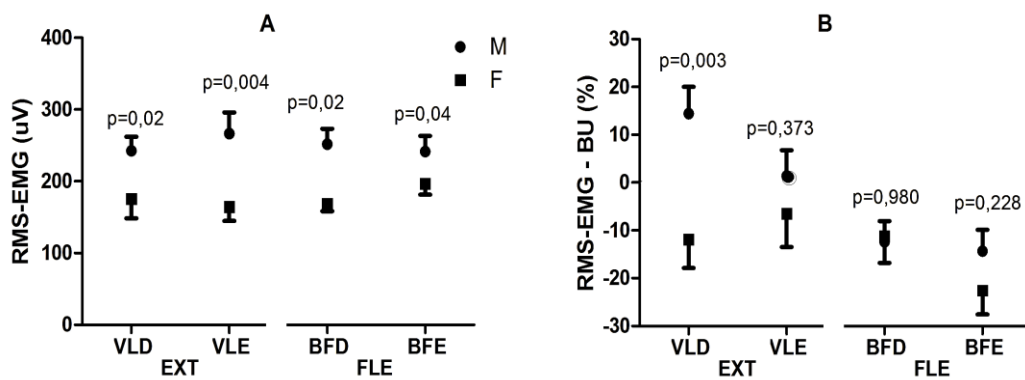


Figura 18. Valores do RMS-EMG obtidos nos músculos vasto lateral direito (VLD) e esquerdo (VLE) e bíceps femoral direito (BFD) e esquerdo (BFE), encontrados para homens (M) e mulheres (F). (A) RMS-EMG são os valores RMS encontrados nos testes unilaterais dos extensores (EXT) (VLD-vasto lateral direito; VLE-vasto lateral esquerdo) e flexores (FLE) (BFD-bíceps femoral direito; BFE-bíceps femoral esquerdo), respectivamente. (B) Os valores de RMS-EMG-BU correspondem à diferença percentual entre os RMS-EMG encontrados nos testes unilaterais e bilaterais respectivos. Os valores p correspondem às comparações entre homens e mulheres.

6 DISCUSSÃO

Este estudo investigou a diferença entre homens e mulheres no déficit bilateral, na extensão e flexão do joelho, em condições dinâmicas. Foram comparados os picos de torque gerados, e os valores encontrados foram utilizados como medida para realizar a análise das variáveis associadas como a razão flex/ext e o ângulo articular observado no valor de torque máximo em ambos os gêneros e sentidos de movimento. Os resultados do pico de torque aqui encontrados estão de acordo com os dados relatados na literatura, uma vez que estudos que avaliaram a diferença entre homens e mulheres em relação ao torque máximo também observaram que homens apresentaram valores superiores às mulheres em todos os músculos avaliados (WYATT e EDWARDS, 1981; MURRAY *et al.*, 1985; BORGES, 1989). Essa diferença entre o presente estudo e os demais poderia estar relacionada à amostra dos estudos, indicando que o treinamento afeta a lateralidade.

Em nosso estudo, os valores absolutos para a razão flex/ext observados em homens foram superiores ao das mulheres, corroborando os resultados demonstrado por Hewett *et al.* (2008). Porém, na presente pesquisa, só foi encontrada significância estatística no lado direito, não sendo observada diferença no lado esquerdo e na condição bilateral. Foram observados valores absolutos menores de razão flex/ext na condição bilateral se comparados aos unilaterais em ambos os gêneros. A importância de estudar esta razão é avaliar a função muscular, indicando uma possível disfunção entre a musculatura agonista e antagonista e servir como um indicador preventivo para possíveis lesões articulares (KANNUS, 1994; GLEESO e MERCER, 1996). Os valores de razão flex/ext obtidos no presente estudo variaram entre 0,67 e 0,73 para homens e 0,64 a 0,69 para mulheres,

enquanto os valores médios observados na literatura ocorrem entre 0,60 a 0,70, para ambos os gêneros, com um desvio padrão de 13,5% (KANNUS, 1994). Em outros estudos, esses índices variaram de acordo com a velocidade testada, sendo observados valores médios entre 50% e 60% (POULIS *et al.*, 2009) e 51,9% para mulheres e 60,7% para homens (HEWETT *et al.*, 2008). Entre as hipóteses para diferenças observadas nesta pesquisa para as demais estaria a relação com a amostra, indicando que os homens possivelmente apresentam um maior condicionamento físico do que as mulheres. Também é observada maior razão Flexão/Extensão em indivíduos atléticos se comparadas a não atléticos. A velocidade empregada no estudo também seria um fator de influência.

O pico de torque foi observado em um ângulo maior nos extensores do que nos flexores, situação que é tratada como um atraso em relação ao início do movimento (KANNUS, 1991). O APT dos extensores em ambos os gêneros apresentaram valores entre 59,5° e 64,3° na condição unilateral, não sendo observadas diferenças significativas entre gêneros. Ainda na condição unilateral, os valores médios observados por KANNUS (1991) foram semelhantes (56°) na mesma velocidade testada em nosso estudo. KANNUS e BEYNNON (1993) também não observaram diferença significativa, apresentando valores de 54° em média na condição unilateral em ambos os gêneros. Na presente pesquisa, no quesito investigado, os flexores do joelho na condição unilateral apresentaram comportamento semelhante aos extensores, uma vez que também não foram encontradas diferenças estaticamente significativas entre homens e mulheres. Os valores dos ângulos encontrados nesta pesquisa, variando entre 30,6° e 36,8°, foram similares aos valores médios observados por KANNUS (1991) de 38°, KANNUS e BEYNNON (1993) que mediram valores entre 33° e 37° para homens e mulheres,

respectivamente. Os resultados do presente estudo apresentaram valores médios de 52,5° (H) e 55,9° (M) para os extensores e 34,8° (H) e 42,2° (M) na análise bilateral, que se assemelham aos encontrados por Gavilão (2016) em homens.

Um importante aspecto que precisa ser evidenciado é que o presente estudo apresentou análises unilaterais e bilaterais na comparação entre gêneros, fato ainda não observado em estudos anteriores. Isto impossibilita a comparação de nossos resultados com de outras pesquisas. Neste contexto, valores superiores de APT dos extensores foram encontrados no lado direito, quando todos os indivíduos do estudo eram destros, o que pode indicar uma influência da lateralidade no APT. Porém, como os flexores apresentaram maior APT na execução bilateral, esta hipótese da lateralidade influenciar o APT deve ser vista com cautela, pois os valores observados podem indicar menor influência da lateralidade para esta musculatura (CLARK *et al.*, 2005) ou uma maior fragilidade dos flexores em relação aos extensores (BROCKETT *et al.*, 2004). Dentre os achados, foi observado que a musculatura mais fraca, a flexora do joelho, apresentou um comportamento diferente para os ângulos do pico de torque, evidenciando uma assimetria da musculatura extensora com a flexora.

Nossos resultados demonstraram a presença do DB tanto para a extensão (-19,36% para homens e -21,40% para mulheres) quanto para a flexão (-23,47% para homens e -28,80% para mulheres) do joelho, em ambos os gêneros. Foram encontradas diferenças significativas nos índices do DB entre gêneros nos extensores mas não nos flexores, assim como não foram observadas diferenças entre o sentido de movimento em ambos gêneros. Entretanto, a significância estatística alcançada ($p = 0,054$) para a comparação entre os sentidos de movimento entre as mulheres, indica uma tendência de diferença entre flexores e

extensores, pois a amostra neste estudo foi composta por 18 participantes por grupo. Estudos anteriores não observaram essa diferença (BROWN *et al.*, 1994; KURUGANTI *et al.*, 2005; KURUGANTI e SEAMAN, 2006), possivelmente pelo valor amostral ser inferior ao do presente estudo. Os valores identificados neste estudo sobre o DB para os extensores do joelho corroboram achados prévios para homens e mulheres (HOWARD e ENOKA, 1991; KOH *et al.*, 1993; OWINGS e GRABINER, 1998b; KURUGANTI e SEAMAN, 2006; KURUGANTI *et al.*, 2011; BOTTON *et al.*, 2013). A presença do déficit bilateral nos isquiotibiais também foi evidenciada em pesquisas anteriores (BROWN *et al.*, 1994; KURUGANTI *et al.*, 2005; KURUGANTI e SEAMAN, 2006; MACDONALD *et al.*, 2014).

Nosso estudo se destaca para as questões do DB por meio da análise que leva em conta os APT unilateral e bilateral, representado aqui como déficit bilateral corrigido (D_C). Os resultados mostraram que o D_C foi menor que o DB. Portanto, o déficit bilateral ainda é evidenciado independentemente da variável APT ser introduzida no cálculo do DB. Entretanto, o D_C foi menor que o DB, indicando que questões relativas à relação comprimento-tensão muscular devem estar presentes entre as causas do déficit bilateral. Corroborando esta hipótese, os altos valores dos coeficientes de determinação demonstraram uma forte associação entre o DB e o ângulo articular. Neste contexto, os homens apresentaram coeficiente de determinação maior do que as mulheres e em ambos os gêneros. Na análise entre grupamentos, os flexores apresentaram maior coeficiente de determinação do que os extensores. Este fato reforça a ideia de que boa parte do déficit bilateral ocorre por questões mecânicas, e que isto não depende do sexo. Ressalta-se aqui, que estes achados corroboram os encontrados por Gavilão (2016), que foi o primeiro a

levantar a hipótese de que questões biomecânicas, e em particular a relação comprimento-tensão muscular, seria um dos fatores causais do déficit bilateral.

Na análise do sinal eletromiográfico, homens apresentaram intensidade de sinal significativamente superior ao das mulheres em todas as análises unilaterais. Não foram encontradas diferenças significativas entre lados (direito e esquerdo) e sentido (extensão e flexão). Não foram observadas diferenças significativas na atividade eletromiográfica nas análises unilaterais e bilaterais, exceto nos extensores, onde foi observada uma maior ação no membro dominante (direito) em homens quando comparados às mulheres. Os achados corroboram resultados de estudos anteriores que não encontraram uma redução da atividade muscular nas contrações bilaterais na articulação do joelho (SCHANTZ *et al.*, 1989; HOWARD e ENOKA, 1991; HAKKINEN *et al.*, 1996a; JAKOBI e CAFARELLI, 1998; KURUGANTI e SEAMAN, 2006; MATKOWSKI *et al.*, 2011), contrariando estudos que evidenciaram uma redução do sinal de EMG (KOH *et al.*, 1993; ODA e MORITANI, 1996; CRESSWELL e OVENDAL, 2002; vanDIEEN *et al.*, 2003; KURUGANTI e MURPHY, 2008; PINTO *et al.*, 2012; BOTTON *et al.*, 2013). Esses nossos achados diferem, ainda, de estudos anteriores que relacionaram o sinal de EMG e a dominância, no qual o lado não-dominante apresentou maior atividade no sinal mioelétrico (NAZÁRIO-DE-REZENDE, 2012). Contudo, a hipótese de maior ou menor torque e ativação muscular entre os membros dominante e não dominante poderiam não estar relacionadas à lateralidade e sim à metodologia adotada (PIETROSIMONE, 2012).

Apesar das diferenças encontradas na força muscular produzida entre homens e mulheres, o fator gênero não influenciou o índice do déficit bilateral na extensão e flexão do joelho. Observamos ainda que, mesmo que a intensidade da

ativação muscular em homens tenha sido superior às mulheres, não foram encontradas diferenças significativas entre gêneros na comparação da atividade eletromiográfica nas condições unilaterais com a bilateral, exceto no extensor direito, onde homens apresentaram maior ativação na condição bilateral. Nesta análise, homens e mulheres demonstraram resultados opostos, indicando comportamentos diferentes na atuação dos extensores no membro direito, dominante em ambos sexos, entre a condição unilateral e bilateral, não observado para o lado esquerdo, não-dominante, nem para os flexores, indicando que possivelmente a musculatura da coxa, especialmente a extensora, mais recrutada para movimentos diários, sofre maior interferência da lateralidade pela influência das ações cotidianas, contribuindo para uma maior assimetria.

Entretanto, o corpo caloso e as diferenças associadas à sua morfofisiologia e mecanismos de inibição que pudessem acarretar em uma diferenciação entre homens e mulheres, umas das hipóteses levantadas no presente estudo dentre as causas do déficit bilateral, não exerceu influência sobre este índice, demonstrando que, mulheres durante o período folicular são semelhantes aos homens.

7 CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho buscaram demonstrar as possíveis hipóteses que expliquem a natureza do DB e a diferença entre gêneros. Nossos resultados demonstraram a ocorrência do déficit bilateral tanto em homens quanto em mulheres, sendo encontrada diferença significativa somente na extensão de joelhos. Na correção dos ângulos unilaterais pelos bilaterais para o cálculo do déficit bilateral (D_c), o déficit bilateral foi significativamente inferior ao valor do método tradicional, indicando uma influência biomecânica para a ocorrência do déficit bilateral em ambos os gêneros. Na ativação muscular, mensurada através do sinal eletromiográfico, foi observada diferença significativa na comparação entre gêneros apenas na extensão de joelhos do membro direito (dominante), indicando influência da lateralidade na ativação muscular para homens e mulheres para esta musculatura.

Portanto, de acordo com os achados desta pesquisa, nos quais foram evidenciados os aspectos biomecânicos e neuromusculares, podemos concluir que não há diferenças entre homens e mulheres e que o fator gênero não é determinante para o déficit bilateral. Segundo o observado, causas biomecânicas exercem influência sobre o índice do déficit bilateral na musculatura extensora e flexora em ambos gêneros.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALLISON, J. D.; MEADOR, K. J.; LORING, D. W.; FIGUEROA, R. E.; WRIGHT, J. C. Functional MRI cerebral activation and deactivation during finger movement. *Neurology*: vol.54, p.135- 142, 2000.
- ANSTEY, K. J.; MACK, H. A.; CHRISTENSEN, H.; LI, S.; REGLADE-MESLIN, C.; MALLER, J.; KUMAR, R.; DEAR, K.; EASTEAL, S.; SACHDEV, P. Corpus callosum size, reaction time speed and variability in mild cognitive disorders and in a normative sample. *Neuropsychologia*: vol. 45, p.1911-1920, 2007.
- AQUINO, C. F.; FREIRE, M. T. F.; NEVES, N. M.; FERREIRA, P. C. A.; FONSECA, S. T. Análise da confiabilidade de um método de mensuração do ângulo de pico de torque ativo dos isquiossurais. *Revista Brasileira de Fisioterapia*: vol. 11, nº 2, p. 169-175, 2007.
- ARCHONTIDES, C.; FAZEY, J.A. Inter-limb interactions and constraints in the expression of maximum force: a review, some implications and suggested underlying mechanisms. *Journal of Sports Science*: Apr; 11 (2), p.145-58, 1993.
- ASANUMA, H.; OKUDA, O. Effects of transcallosal volleys on pyramidal tract cell activity in cat. *Journal of Neurophysiology*: 25, p.198-208, 1962.
- ASMUSSEN, E.; HEEBØLL-NIELSON, K. Isometric muscle strength in relation to age in men and women. *Ergonomics*: vol. 5, nº 1, p.167-169, 1962.
- AUNE, T. K.; AUNE, M. A.; ETTEMA, G.; VEREIJKEN, B. Comparison of bilateral force deficit in proximal and distal joints in upper extremities. *Human Movement Sciences*: Jun 32 (3), p.436-44, 2013.
- BALTZOPOULOS, V.; BRODIE, D. A. Isokinetic Dynamometry Applications and Limitations. *Sports Medicine*: vol. 8, nº 2, p.101-116, 1989.
- BERRIDGE, M. J.; LIPP, P.; BOOTMAN, M. D. The versatility and universality of calcium signalling. *Nature Reviews. Molecular Cell Biology*: Oct; 1 (1), p.11-21, 2000.
- BEURSKENS, R.; GOLLHOFER, A.; MUEHLBAUER, T.; CARDINALE, M.; GRANACHER, U. Effects of heavy-resistance strength and balance training on unilateral and bilateral leg strength performance in old adults. *Plos One*: 10 (2), 2015.
- BISHOP, P.; CURETON, K. J. Sex difference in muscular strength in equally trained men and women. *Ergonomics*: vol. 30, nº 4, p.675-687, 1987.
- BISHOP, K. M.; WAHLSTEN, D. Sex Differences in the Human Corpus Callosum: Myth or Reality? *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*: vol. 21, nº 5, p. 581-601, 1997.

- BORGES, O. Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*: vol.21, n.1, p.45-53, 1989.
- 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 Science*: vol. 21, p.161-165, 2013.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância de Doenças e Agravos não Transmissíveis e Promoção da Saúde. *Vigitel Brasil 2013: vigilância de fatores de risco e proteção para doenças crônicas por inquérito telefônico*. Brasília: Ministério da Saúde, 2014.
- BROBECK, J. R. *Best & Taylor's: As bases da fisiologia da prática médica*. 9ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1976.
- BROCKETT, C. L.; MORGAN, D. L.; PROSKE, U. Predicting hamstring strain in elite athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*: vol. 36, p.379-387, 2004.
- BROWN, L. E.; WHITEHURST, M.; GILBERT, R.; FINDLEY, B. W.; BUCHALTER, D. N. Effect of velocity on the bilateral deficit during dynamic knee extension and flexion exercise in females. *Isokinetics and Exercise Science*: vol. 4, n° 4, 1994.
- BRUGHELLI, M.; CRONIN, J. Altering the length-tension relationship with eccentric exercise: implications for performance and injury. *Sports Medicine*: vol. 37, p.807–826, 2007.
- BRUGHELLI, M.; CRONIN, J.; NOSAKA, K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and australian rules football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*: vol. 24, n. 3, 2010.
- BUCKTHORPE, M. W.; PAIN, M. T.; FOLLAND, J. P. Bilateral deficit in explosive force production is not caused by changes in agonist neural drive. *Plos One*: 8 (3), 2013.
- CARROLL, T. J.; RIEK, S.; CARLSON, R. G. Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. *Sports Medicine*: Califórnia, v.31, n.12, p.829-840, 2001.
- CLARK, R.; BRYANT, A.; CULGAN, J. P.; HARTLEY, B. The effects of eccentric hamstring strength training on dynamic jumping performance and isokinetic strength parameters: a pilot study on the implications for the prevention of hamstring strains. *Physical Therapy in Sport*: vol. 6, p.67-73, 2005.
- CRESSWELL, A. G.; OVENDAL, A. H. Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*: Mar; 42 (1), p.19-25, 2002.

- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. *Anatomia humana básica*. 2ª ed. São Paulo: Atheneu, 2002.
- DAVATZIKOS, C.; RESNICK, S. M. Sex differences in anatomic measures of interhemispheric connectivity: correlations with cognition in women but not men. *Cerebral Cortex*: 8, p.635-640, 1998.
- De GENNARO, L.; BERTINI, M.; PAURI, F.; CRISTIANI, R.; CURCIO, G.; FERRARA, M.; ROSSINI, P. M. Callosal effects of transcranial magnetic stimulation (TMS): the influence of gender and stimulus parameters. *Neuroscience Research*: 48, p.129-137, 2004.
- De LUCA, C. J. The use of electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*: 13 (2), p.135-63, 1997.
- DICKIN, D. C.; TOO, D. Effects of movement velocity and maximal concentric and eccentric actions on the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*: Sep 77 (3), p.296-303, 2006.
- DRIESEN, N. R.; RAZ, N. The influence of sex, age, and handedness on corpus callosum morphology: a meta-analysis. *Psychobiology*: 23, p.240-247, 1995.
- EBASHI, S.; ENDO, M. Calcium and muscle contraction. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*: vol. 18, p.123-166, 1968.
- EBASHI, S.; OGAWA, Y. Ca²⁺ in contractile processes. *Biophysical Chemistry*: 29 (1-2), p.137-43, 1988.
- ENDO, M.; TANAKA, M.; OGAWA, Y. Calcium induced release of calcium from the sarcoplasmic reticulum of skinned skeletal muscle fibres. *Nature*: 228, p.34-36, 1970.
- ENOKA, R. M. *Neuromuscular basis of kinesiology*. Illinois: Human Kinetics, 1988.
- ENOKA, R. M. Neural adaptations with chronic Physical activity. *Journal of Biomechanics*: Nova York, v.30, n.5, p.447-455, 1997.
- FERBERT, A.; PRIORI, A.; ROTHWELL, J. C.; DAY, B. L.; COLEBATCH, J. G.; MARSDEN, C. D. Interhemispheric inhibition of the human motor cortex. *Journal of Physiology*: p.525-546, 1992.
- FILL, M.; COPELLO, J. Ryanodine receptor calcium release channels. *Physiological Reviews*: vol. 82, p.893-922, 2002.
- FLECK, S. J.; KRAMER, W. J.; EVANS, W. J. Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. *Exercise Sports Science Review*: Indianapolis, v.24, p.363- 397, 1996.
- FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. *Designing resistance training programs*. 4ª ed. Champaign: Human Kinetics, 2014.

- FORD, L. E.; DETTERLINE, A. J.; HO, K. K.; CAO, W. Gender- and height-related limits of muscle strength in world weightlifting champions. *Journal of Applied Physiology*: nº 89, p.1061–1064, 2000.
- FRONTERA, W. R.; HUGHES, V. A.; LUTZ, K. J.; EVANS, W. J. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 75yr-old men and women. *Journal of Applied Physiology*: vol.1, n.2, p.644-50, 1985.
- GAZZANIGA, M. S.; SPERRY, R. W. Simultaneous double bilateral discrimination response following brain bisection. *Psychonomic Science*: 4, p.261-262, 1966.
- GAVILÃO, U. F. Efeito do ângulo articular no déficit bilateral de extensores e flexores do joelho em exercícios isocinéticos em duas velocidades. 2016. 58f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2016.
- GEFFEN, G. M.; JONES, D. L.; GEFFEN, L. B. Interhemispheric control of manual motor activity. *Behavioural Brain Research*: 64, p.131-140, 1994.
- GLEESON, N. P.; MERCER, T. R. The Utility of Isokinetic Dynamometry in the Assessment of Human Muscle Function. *Journal of Sports Medicine*: vol. 21, p. 18-34, 1996.
- HAKKINEN, K. Neuromuscular adaptation during Strength training, Aging, Detraining, and Immobilization. *Clinic Review Physiology Rehabilitation Medicine*: Nova York, v.6, n.3, p.161-198, 1994.
- HAKKINEN, K.; KALLINEN, M.; LINNAMMO, 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*: 158 (1), p.77-88, 1996a.
- HAKKINEN, K.; KRAEMER, W. J.; KALLINEN, M.; LINNAMMO, V.; PASTINEN, U. M.; NEWTON, R. U. Bilateral and Unilateral Neuromuscular Function and Muscle Cross-Sectional Area in Middle-Aged and Elderly Men and Women. *Journal of Gerontology: Biological Science*: vol. 51 A, nº 1, B2I-B29, 1996b.
- HAKKINEN, K.; KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U. Muscle activation and force production during bilateral and unilateral concentric and isometric contractions of the knee extensors in men and women at different ages. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*: 37, p. 131-142, 1997.
- HALL, J. E. *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. 12^a ed. Saunders: Elsevier, 2011.
- HAMILL, J. KNUTZEN, K. M. *Bases biomecânicas do movimento humano*. 1^a ed. Barueri: Manole, 1999.
- HAUSMANN, M.; BECKER, C.; GATHER, U.; GÜNTÜRKÜN, O. Functional cerebral asymmetries during the menstrual cycle: a cross sectional and longitudinal analysis. *Neuropsychologia*: 40, p.808-16, 2002.

- HAUSMANN, M.; TEGENTHOFF, M.; SÄNGER, J.; JANSSEN, F.; GÜNTÜRKÜN, O.; SCHWENKREIS, P. Transcallosal inhibition across the menstrual cycle: A TMS study. *Clinical Neurophysiology*: 117, p.26-32, 2006.
- HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*: 28, p.560-580, 1965.
- HERNANDEZ, J. P.; NELSON-WHALEN, N.; FRANKE, W. D.; McLEAN, S. P. Bilateral Index Expressions and iEMG Activity in Older Versus Young Adults. *Journal of Gerontology*: vol. 58 A, nº 6, p.536–541, 2003.
- HEWETT, T. E.; MYER, G. D.; ZAZULAK, B. T. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *Journal of Science and Medicine in Sport*: 11(5), p. 452–459, 2008.
- HOWARD, J. D.; ENOKA, R. M. Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *Journal of Applied Physiology*: 70, p.306-316, 1991.
- HÜBERS, A.; OREKHOV, Y.; ZIEMANN, U. Interhemispheric motor inhibition: its role in controlling electromyographic mirror activity. *European Journal of Neuroscience*: vol. 28, nº 2, p. 364–371, 2008.
- JAKOBI, J. M.; CHILIBECK, P. D. Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force. *Canadian Journal of Applied Physiology*: 26 (1), p. 12-33, 2001.
- JAKOBI, J. M.; CAFARELLI, E. Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*: 84, p.200-6, 1998.
- JANCKE, L.; STAIGER, J. F.; SCHLAUG, G.; HUANG, Y.; STEINMETZ, H. The relationship between corpus callosum size and forebrain volume. *Cerebral Cortex*: 7, p.48-56, 1997.
- JANSSEN, I.; HEYMSFIELD, S. B.; WANG, Z.; ROSS, R. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *Journal of Applied Physiology*: nº 89, p.81–88, 2000.
- 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*: 97 (3), p.253-60, 2006.
- JUNQUEIRA, L. C. U.; CARNEIRO, L. J. *Histologia básica*. 11ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.
- KAHN, A. J.; SANDOW, A. Potentiation of muscular contraction by nitrate ion. *Science*: 112, p.647-649, 1950.

- KANNUS, P. Relationship between peak torque and angle-specific torques in an isokinetic contraction of normal and laterally unstable knees. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*: vol. 13, nº 2, p.89-94, 1991.
- KANNUS, P.; BEYNNON, B. Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. *International Journal of Sports Medicine*: vol. 14, p.422-426, 1993.
- KANNUS, P. Isokinetic Evaluation of Muscular Performance: Implications for Muscle Testing and Rehabilitation. *Journal of Sports Medicine*: vol. 15, sup. 1, p. 11-18, 1994.
- KIERSZENBAUM, A. L.; TRES, L. L. *Histology and Cell Biology: An introduction to Pathology*. 3ª ed. Saunders: Elsevier, 2012.
- KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. *Berne & Levy Fisiologia*. 6ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.
- KOH, T. J.; GRABINER, M. D.; CLOUGH, C. A. Bilateral deficit is larger for step than for ramp isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*: 74 (3), p.1200-5, 1993.
- KOUSHYAR, H.; NUSSBAUM, M. A.; DAVY, K. P.; MADIGAN, M. L. Relative strength at the hip, knee, and ankle is lower among younger and older females who are obese. *Journal of Geriatric Physical Therapy*: nº 00, p.1-7, 2016.
- 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*: 94, p.175-9, 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*: 97, p.322-6, 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*: 102, p.721-6, 2008.
- KURUGANTI, U.; MURPHY, T.; PARDY, T. Bilateral deficit phenomenon and the role of antagonist muscle activity during maximal isometric knee extensions in young, athletic men. *European Journal of Applied Physiology*: 111 (7), p.1533-9, 2011.
- LANG, T. F. The Bone-Muscle Relationship in Men and Women. *Journal of Osteoporosis*, vol. 2011, 2011.
- LEMON, R. N. The G.L. Brown Prize: Cortical control of the primate hand. *Experimental Physiology*: 78, p.263-301, 1993.
- LENT, R. *Cem bilhões de neurônios*. 1ª ed. São Paulo: Atheneu, 2001.

- LEONARD, C. M.; TOWLER, S.; WELCOME, S.; HALDERMAN, L. K.; OTTO, R.; ECKERT, M. A.; CHIARELLO, C. Size Matters: Cerebral Volume Influences Sex Differences in Neuroanatomy. *Cerebral Cortex*: 18, p.2920-2931, 2008.
- LI, S.; DANION, F.; LATASH, M. L.; LI, Z. M.; ZATIORSKY, V. M. Characteristics of finger force production during one- and two-hand tasks. *Human Movement Science*: 19, p.897-923, 2000.
- LINNAMO, V.; STROJNIK, V.; KOMI, P. V. Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *European Journal of Applied Physiology*: 96 (6), p.672-8, 2006.
- LONG, J.; TAZOE, T.; SOTEROPOULOS, D. S.; PEREZ, M. A. Interhemispheric connectivity during bimanual isometric force generation. *Journal of Neurophysiology*: nº 115. p.1196–1207, 2016.
- MacDONALD M.; LOSIER, D.; CHESTER, V. L.; KURUGANTI, U. Comparison of bilateral and unilateral contractions between swimmers and nonathletes during leg press and hand grip exercises. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*: 39 (11), p.1245-9, 2014.
- MALTA, J.; CAMPOLONGO, G. D. de BARROS, T. E. P.; OLIVEIRA, R. P. de. Electromyography applied to chewing muscles. *Acta Ortopédica Brasileira*: n. 14 (2), 2006.
- MATKOWSKI, B.; MARTIN, A.; LEPERS, R. Comparison of maximal unilateral versus bilateral voluntary contraction force. *European Journal of Applied Physiology*: 111 (8), p.1571-8, 2011.
- MAYSTON, M. J.; HARRISON, L. M.; STEPHENS, J. A. A neurophysiological study of mirror movements in adults and children. *Annals of Neurology*: 45, p.583-594, 1999.
- McCOMAS, A. J. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*: Indianapolis, v.26, n.12, p.1498-509, 1994.
- MEYER, B. U.; RORICHT, S.; GRAFIN VON EINSIEDEL, H.; KRUGGEL, F.; WEINDL, A. Inhibitory and excitatory interhemispheric transfers between motor cortical areas in normal humans and patients with abnormalities of the corpus callosum. *Brain*: 118, p.429-440, 1995.
- MEYER, B. U.; VOSS, M. Delay in the execution of rapid finger movement by magnetic stimulation of the ipsilateral hand-associated motor cortex. *Experimental Brain Research*: 134, p.477-482, 2000.
- MITCHELL, T. N.; FREE, S. L.; MERSCHHEMKE, M.; LEMIEUX, L.; SISODIYA, S. M.; SHORVON, S. D. Reliable Callosal Measurement: Population Normative Data Confirm Sex-Related Differences. *American Journal of Neuroradiology*: 24, p.410-418, 2003.

- MONTEIRO, W. D. Força muscular: uma abordagem fisiológica em função do sexo, idade e treinamento. *Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde*: vol. 2, nº 2, p-50-66, 1997.
- MORITANI, T.; deVRIES, H. A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal Physiologic Medicine*: Illinois, n.58, p.115-130, 1979.
- MORITANI, T.; deVRIES, H. A. Time Course of Adaptations during Strength and Power Training. In: KOMI, P.V. *Strength and Power in Sport. The Encyclopedia of Sports Medicine*. Oxford: Ed. Oxford / Blackwell Scientific Publications, 1992.
- MURRAY, M. P.; DUTHIE, E. H.; GAMBERT, S. R.; SEPIC, S. B.; MOLLINGER, L. A. Age-related differences in knee muscle strength in normal women. *Journal of Gerontology*: vol. 40, n.3, p.275-80, 1985.
- NAZÁRIO-DE-REZENDE, F.; HADDAD, E. G.; SOUSA, G. C.; DE AGOSTINI, G. G.; DIAS NUNES, J. E.; MAROCOLO JR., M. Déficit bilateral em exercício multiarticular para membros superiores. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*: São Paulo, vol.18, nº 6, 2012.
- NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- NEWMAN, S. D. Differences in cognitive ability and apparent sex differences in corpus callosum size. *Psychological Research*: Jul, 2015.
- NIEDERGERKE, R. Local muscular shortening by intracellularly applied calcium. *The Journal of Physiology*: vol.128, p.12– 13, 1955.
- ODA, S.; MORITANI, T. Interlimb co-ordination of force and movement-related conical potentials. *European Journal of Applied Physiology*: 74, p.8-12, 1996.
- OHTSUKI, T. Decrease in grip strength induced by simultaneous bilateral exertion with reference to finger strength. *Ergonomics*: 24, p.37-48, 1981a.
- OHTSUKI, T. Increase in simple reaction time of knee extension induced by simultaneous bilateral performance. *Perceptual and Motor Skills*: 53, p.27-30, 1981b.
- OHTSUKI, T. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behavioural Brain Research*: 7, p.165-178, 1983.
- OHTSUKI, T. Changes in strength, speed, and reaction time induced by simultaneous bilateral muscular activity (1984) In: SWINNEN, S. P.; HEURER, H.; MASSION, J.; CASAER, P. *Interlimb coordination: Neural, dynamic, and cognitive constraints*. San Diego: Academic Press Inc, / Elsevier, 259-274, 1994.

- OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent. *Medicine and Science in Sports and Exercise*: 30 (8), p.1257-62, 1998a.
- OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Normally aging older adults demonstrate the Bilateral Deficit During Ramp and Hold Contractions. *Journal of Gerontology: Biological Sciences*. 53(6): B425-B429, 1998b.
- PIETROSIMONE, B. G.; CHANG, M. P.; GRIBBLE, P. A.; PFILE, K. R.; TEVALD, M. A. Inter-limb differences in quadriceps strength and volitional activation. *Journal of Sports Sciences*: 30:5, p. 471-477, 2012.
- PINTO, R. S.; BOTTON, C. E.; KUCKARTZ, B. T.; LIMA, C. S.; MORAES, A. C. de; BOTTARO, M. Avaliação do déficit bilateral em contrações isométricas dos extensores de joelhos. *Revista brasileira de cineantropometria e desempenho humano*: Florianópolis, v. 14, n. 2, p.202-211, 2012.
- POST, M.; VAN DUINEN, H.; STEENS, A.; RENKEN, R.; KUIPERS, B.; MAURITS, N.; ZIJDEWIND, I. Reduced cortical activity during maximal bilateral contractions of the index finger. *Neuroimage*: 35 (1), p.16-27, 2007.
- POULIS, I.; CHATZIS, S.; CHRISTOPOULOU, K. Isokinetic strength during knee flexion and extension in elite fencers. *Perceptual and Motor Skills*: nº 108, p.1-13, 2009.
- ROTHWELL, J. C. Techniques and mechanisms of action of transcranial stimulation of the human motor cortex. *Journal of Neuroscience Methods*: 74, p.113-122, 1997.
- ROY, E. A.; KALBFLEISCH, L.; ELLIOTT, D. Kinematic analyses of manual asymmetries in visual aiming movements. *Brain and Cognition*: 24, p.289-295, 1994.
- SALERNO, A.; GEORGESCO, M. Interhemispheric facilitation and inhibition studies in man with double magnetic stimulation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*: 101, p.395-403, 1996.
- SANDOW, A. Excitation-contraction coupling in muscular response. *Biology and Medicine*: vol. 25: 176-201, 1952.
- SCHANTZ, P.; RANDALL-FOX, E.; HUTCHISON, W. Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans. *Acta Physiologica Scandinavia*: n. 117, p.219-226, 1983.
- SCHANTZ, P. G., MORITANI, T.; KARLSON, E.; JOHANSSON, E.; LUNDH, A. Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. *Acta Physiologica Scandinavia*: 136, p.185-192, 1989.
- SECHER, N. H.; RØRSGAARD, S.; SECHER, O. Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibres during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiologica Scandinavia*: 103 (4), p.456-62, 1978.

- SEGER, J. Y.; THORSTENSSON, A. Muscle strength and myoelectric activity in prepubertal and adult males and females. *European Journal of Applied Physiology*: vol. 69, p.81-87, 1994.
- SHIM, J. K.; KAROL, S.; HSU, J.; OLIVEIRA, M. A. Hand digit control in children: motor overflow in multi-finger pressing force vector space during maximum voluntary force production. *Experimental Brain Research*: vol. 186, nº 3, p.443–456, 2008.
- SMITH, M. J.; KEEL, J. C.; GREENBERG, B. D.; ADAMS, L. F.; SCHMIDT, P. J.; RUBINOW, D. A.; WASSERMANN, E. M. Menstrual cycle effects on cortical excitability. *Neurology*: 53, p.2069-72, 1999.
- SMITH, M. J.; ADAMS, L. F.; SCHMIDT, P. J.; RUBINOW, D. R.; WASSERMANN, E. M. Effects of ovarian hormones on human cortical excitability. *Annals of Neurology*: 51, p.599-603, 2002.
- SOBOTTA, J. *Atlas de anatomia humana*. 21^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- STEPHENSON, D.; LAMB, G.; STEPHENSON, G. Events of the excitation-contraction-relaxation (E-C-R) cycle in fast- and slow-twitch mammalian muscle fibres relevant to muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*: 162, p.229-45, 1998.
- TAKEUCHI, N.; IZUMI, S. I. Maladaptive plasticity for motor recovery after stroke: mechanisms and approaches. *Neural Plasticity*: vol. 2012, 2012.
- TAKEUCHI, N.; OOUCHIDA, Y.; IZUMI, S. Motor Control and Neural Plasticity through Interhemispheric Interactions. *Neural Plasticity*, vol. 2012, 2012.
- TANIGUCHI, Y.; BURLE, B.; VIDAL, F.; BONNET, M. Deficit in motor cortical activity for simultaneous bimanual responses. *Experimental Brain Research*: 137, p.259-268, 2001.
- 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*: 35 (1), p.111-8, 2003.
- VANDERVOORT, A. A.; SALE, D. G.; MOROZ, J. Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *Journal of Applied Physiology*: 56 (1), p.46-51, 1984.
- YOON, T. S.; PARK, D. S.; KANG, S. W.; CHUN, S. I.; SHIN, J. S. Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei Medical Journal*: vol. 32(1), p.33-43, 1991.
- WAHL, M.; ZIEMANN, U. The human motor corpus callosum. *Reviews in the Neurosciences*: vol. 19, nº 6, p. 451-466, 2008.

- WEBER, A. On the role of calcium in the activity of adenosine 5' -triphosphate hydrolysis by actomyosin. *Journal of Biological Chemistry*: vol. 234, p.2764-69, 1959.
- WESTING, S. H.; CRESSWELL, A. G.; THORSTENSSON, A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European Journal of Applied Physiology*: vol. 62, p.104-108, 1991.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4^a ed. Nova Jersey: John Wiley & Sons, 2009.
- WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L.; KENNEY, W. L. *Fisiologia do Esporte e do Exercício*. 4^a ed. São Paulo: Manole, 2010.
- WÜST, R. C. I.; MORSE, C. I.; HAAN, A. de; JONES, D. A.; DEGENS, H. Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Experimental Physiology*: vol. 93, nº 7. p.843–850, 2008.
- WYATT, M. P.; EDWARDS, A. Comparison of quadriceps and hamstring torque values during Isokinetic exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*: vol. 3, n.2, p.48-56, 1981.

ANEXOS

ANEXO A – PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP/ INTO).

INSTITUTO NACIONAL DE
TRAUMATO - ORTOPEDIA /
INTO / SAS/ MS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: COMPARAÇÃO ENTRE A SOMA DAS FORÇAS UNILATERAIS COM A BILATERAL: PRESENÇA DE DÉFICIT BILATERAL NA EXTENSÃO E FLEXÃO DE JOELHOS?

Pesquisador: Nella Carolina Barbosa Bemasconi

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 23577913.8.0000.5273

Instituição Proponente: Instituto Nacional de Traumatologia - Ortopedia / INTO / SAS/ MS - RJ

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 477.583

Data da Relatoria: 27/11/2013

Apresentação do Projeto:

Estudo comparativo que visa avaliar a presença do déficit bilateral na extensão e flexão de joelhos em indivíduos do sexo masculino em um dinamômetro Isocnético modificado que permita a execução bilateral do movimento, desenvolvido no Laboratório de Pesquisa Neuromuscular do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia. Como amostra serão recrutados 20 indivíduos fisicamente ativos de 18 a 35 anos que não possuam histórico de lesões na articulação do joelho e musculares da coxa e que não façam uso de suplementação. Os indivíduos serão testados na flexão e extensão do joelho em duas velocidades: 30°/s e 60°/s. Posteriormente os resultados obtidos serão estatisticamente avaliados de acordo com a fórmula $(ID (\%) = [100 \times (BD / UD+UE)] - 100)$ onde resultados negativos do ID (Índice bilateral) mostram que a força bilateral (BD) são inferiores à soma das UD e UE, justificando a presença do déficit bilateral enquanto dados positivos de BI indicam ausência do déficit.

Objetivo da Pesquisa:

Verificar a existência do déficit bilateral, na flexão e extensão de joelho, em duas velocidades diferentes em um dinamômetro Isocnético. Após análise dos dados obtidos com esta pesquisa, estes serão comparados com estudos anteriores relacionados à articulação do joelho, tanto na

Endereço: Avenida Brasil, nº 500

Bairro: São Cristóvão

CEP: 20.940-070

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2134-5000

Fax: (21)2134-5228

E-mail: cep.into@into.saude.gov.br

INSTITUTO NACIONAL DE
TRAUMATO - ORTOPEDIA /
INTO / SAS/ MS



Continuação do Parecer: 477.503

extensão quanto na flexão.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Deseja-se analisar se o déficit bilateral é maior na flexão se comparado à extensão. Comparar se conforme aumenta velocidade o déficit bilateral diminui.

Após a pesquisa espera-se que os resultados sejam semelhantes aos obtidos anteriores (BROWN, 1994; KURUGANTI, SEAMAN, 2006) mesmo que estes tenham sido efetuados com indivíduos do sexo feminino porém com o mesmo objeto de mensuração.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é relevante para a Instituição.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

TGLE foi corrigido de acordo com as orientações apresentadas.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Pesquisa poderá ser aprovada.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

RIO DE JANEIRO, 03 de Dezembro de 2013

Assinador por:
Marisa Peter Silva
(Coordenador)

Endereço: Avenida Brasil, nº 500
Bairro: São Cristóvão CEP: 20.940-070
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)2134-5000 Fax: (21)2134-5228 E-mail: cep.into@into.saude.gov.br

Página 02 de 02

APÊNDICES

APÊNDICE A – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

QUESTIONÁRIO DE PARTICIPAÇÃO EM PROJETO DE PESQUISA

NOME: _____
DATA DE NASCIMENTO: ____/____/____ EMAIL: _____
CONTATO: (____) _____ / (____) _____

VOCÊ PRATICA ATIVIDADES FÍSICAS:

() SIM. QUAL(S)? _____
COM QUE FREQUÊNCIA? _____
() NÃO. QUAL A ÚLTIMA ATIVIDADE? _____
HÁ QUANTO TEMPO ESTÁ PARADO? _____
() NUNCA FIZ.

EM RELAÇÃO À MUSCULAÇÃO:

() PRÁTICO ATUALMENTE, COM A FREQUÊNCIA DE ____ SEMANAIS
() JÁ FIZ E ESTOU PARADO
() NUNCA FIZ

POSSUI HISTÓRICO DE LESÃO ÓSSEA, ARTICULAR OU MUSCULAR NOS JOELHOS? SE SIM, FAVOR EXPLICAR QUAL TIPO DE LESÃO, ONDE, QUANDO E QUE TIPO DE TRATAMENTO TEVE.

FAZ USO DE ALGUM MEDICAMENTO CONTROLADO? () SIM () NÃO
FAZ USO DE OUTRO MEDICAMENTO REGULARMENTE, INCLUINDO HORMÔNIOS?
() SIM () NÃO
FAZ USO DE ALGUMA SUPLEMENTAÇÃO NUTRICIONAL? () SIM () NÃO
OBSERVAÇÕES: _____

CARDIOPATA? () SIM () NÃO.

SE SIM, QUAL DOENÇA? _____

DIABÉTICO? () SIM () NÃO

EXCLUSIVO PARA MULHERES

FAZ USO DE CONTRACEPTIVOS (oral, injetável ou outros)? () SIM () NÃO

QUAL: _____

SE A RESPOSTA ANTERIOR FOR NÃO: **POSSUI CICLO MENSTRUAL IRREGULAR?**

() SIM () NÃO

POSSUI SÍNDROME DOS OVÁRIOS POLICÍSTICOS, ENDOMETRIOSE OU QUALQUER ALTERAÇÃO NOS OVÁRIOS/ÚTERO?

() SIM () NÃO ESPECIFIQUE: _____

DATA DE INÍCIO DA ÚLTIMA MENSTRUÇÃO: _____

DATA DE INÍCIO DA PRÓXIMA MENSTRUÇÃO (previsão ou se usa contraceptivos): _____

DISPONIBILIDADE PARA O TESTE (+- 1:00H)

SEGUNDA () MANHÃ () TARDE
TERÇA () MANHÃ () TARDE
QUARTA () MANHÃ () TARDE
QUINTA () MANHÃ () TARDE
SEXTA () MANHÃ () TARDE

RIO DE JANEIRO, ____ DE ____ DE ____.

CONTROLE INTERNO: APROVADO (___) SIM (___) NÃO

DATA DE AVALIAÇÃO: _____

DATA DE INÍCIO DO CICLO ATUAL: _____ DIA DO CICLO: _____

INFORMATIVOS PARA A REALIZAÇÃO DO TESTE DE FORÇA

Data: ___/___/___ Horário: ___:___

Local: Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia - Avenida Brasil 500, anexo 4, Pesquisa Clínica - Laboratório de Pesquisa Neuromuscular - Tel: 2134-5296

Duração prevista para a avaliação: 1:00 h

Favor observar as recomendações abaixo:

1 - Específico para voluntárias do sexo feminino: o teste deve ocorrer entre o 1º e o 10º dia do ciclo menstrual (o 1º dia do ciclo menstrual corresponde ao 1º dia da menstruação). Por uma questão hormonal, o mesmo deverá ser anunciado no momento da avaliação ao avaliador. Não fique com vergonha pois este dado é de extrema importância para validar a pesquisa.

2 - Trazer vestuário adequado para a prática de exercícios: tênis, bermuda e camiseta sendo por baixo da roupa sunga para a realização das avaliações antropométricas;

3 - Evitar refeições pesadas nas duas horas que antecedem aos exames;

4 - Se possível dormir 6 a 8 horas na noite anterior aos testes;

5 - Não fumar nas duas horas que antecedem os testes;

6 - Não beber bebidas alcoólicas no dia anterior e no dia da avaliação;

7 - Não praticar exercícios físicos de alta intensidade no dia anterior e não se exercitar no dia da avaliação;

8 - Comunicar sobre alterações na sua saúde prévias ao teste tais como doenças, febre, dores musculares, enxaqueca etc.

Caso tenha algum imprevisto ou mal-estar, por favor comunicar a:

Neila Carolina B. Bernasconi

Telefone: (21) 99689-1605

E-mail: neilabernasconi@hotmail.com

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(De acordo com as normas da Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466 de 12/12/2012)

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa “ANÁLISE DO DÉFICIT BILATERAL DE TORQUE ENTRE GÊNEROS NA EXTENSÃO E FLEXÃO DO JOELHO”. Você foi selecionado (a) através de divulgação institucional e na modalidade convite, voluntariamente, e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição proponente

O objetivo deste estudo é verificar a existência do déficit bilateral, que é a diferença da força gerada quando se executa o movimento unilateralmente (com um lado) somando-se lado direito e esquerdo em comparação quando se executa bilateralmente (com os dois lados), na flexão e extensão de joelho em um dinamômetro (medidor de força). Ainda será efetuada a mensuração da atividade muscular através da eletromiografia, que consiste na aplicação de eletrodos sobre a pele da região avaliada e que são totalmente indolores.

Sua participação nesta pesquisa consistirá este teste na flexão e extensão do joelho. Antes da avaliação você passará por aquecimento geral em uma bicicleta (5 min).

Os riscos relacionados com sua participação podem ser posteriores incômodos musculares da região analisada (anterior e posterior de coxa).

Os benefícios relacionados com a sua participação são além de contribuir para o desenvolvimento, consiste em analisar o máximo de carga que você suportar com a musculatura envolvida no teste.

As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os dados da pesquisa serão divulgados de forma a não possibilitar sua identificação sendo somente divulgados os dados resultantes da pesquisa como a força gerada e o possível déficit bilateral, idade, peso e altura dos participantes (média), não sendo assim divulgado o seu nome.

Este Termo foi redigido em duas vias, sendo uma para o participante e outra para o pesquisador, onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal e do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP. Você poderá esclarecer suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento através dos números dos telefones ou endereço de e-mail disponível neste Termo.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(De acordo com as normas da Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466 de 12/12/2012)

Projeto de Pesquisa: “ANÁLISE DO DÉFICIT BILATERAL DE TORQUE ENTRE GÊNEROS NA EXTENSÃO E FLEXÃO DO JOELHO”

Pesquisador responsável: **Neila Carolina Barbosa Bernasconi**

Contato com o pesquisador responsável:

Endereço: Avenida Brasil nº 500, 1º andar – PNEURO – São Cristóvão – Rio de Janeiro – RJ – CEP: 20940-070

Telefone: (21) 2134-5296

e-mail: neilabernasconi@hotmail.com

Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do INTO.

Endereço: Avenida Brasil nº 500, 9º andar – sala nº 4 – São Cristóvão – Rio de Janeiro – RJ – CEP: 20940-070

Telefone: (21) 2134-5000

e-mail: cep.into@into.saude.gov.br

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA

(Preencher com letra de forma)

Nome Completo				
Data de nasc.	Identidade	Órgão Expedidor	Data de Emissão	Sexo
Endereço (Rua, Av, bairro, CEP, etc)				Cidade
Tel	Celular	email:		

Declaro que entendi os objetivos e condições de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

Rio de Janeiro, ____ de _____ de 20____

Assinatura do participante

Assinatura e carimbo do responsável pela aplicação do TCLE