
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**ANÁLISE DAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS EM MULHERES ATIVAS APÓS
APLICAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FADIGA**

DENISE VECK DOS SANTOS

Novembro - 2019

Denise Veck dos Santos

**ANÁLISE DAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS EM MULHERES ATIVAS
APÓS APLICAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FADIGA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Orientador: Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo

Co-orientadora: Dra. Giovana Duarte Eltz

Rio Claro-SP
Novembro/2019

S237a Santos, Denise Veck dos
Análise das variáveis biomecânicas em mulheres
ativas após aplicação de um protocolo de fadiga /
Denise Veck dos Santos. -- Rio Claro, 2019
70 p. : tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual
Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro
Orientador: Adalgiso Coscrato Cardozo
Coorientadora: Giovana Duarte Eltz

1. Eficiência Neuromuscular. 2. Biomecânica. 3.
Fadiga. 4. Dominância. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp.
Biblioteca do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo
autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

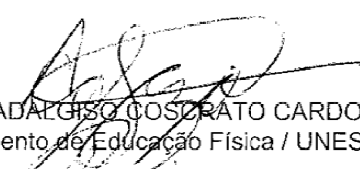
TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: **Análise das variáveis biomecânicas em mulheres ativas após aplicação de um protocolo de fadiga**

AUTORA: DENISE VECK DOS SANTOS

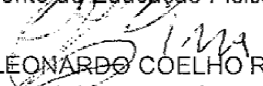
ORIENTADOR: ADALGISO COSCRATO CARDOZO

COORIENTADORA: GIOVANA DUARTE ELTZ

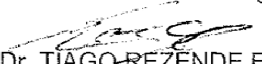
Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: Tecnologias nas Dinâmicas Corporais pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. ADALGISO COSCRATO CARDOZO
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP



Prof. Dr. LEONARDO COELHO RABELLO DE LIMA
Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde / Centro Universitário Herminio Ometto de Araras - SP



Prof. Dr. TIAGO REZENDE FIGUEIRA
Universidade de São Paulo / Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto - SP

Rio Claro, 27 de setembro de 2019

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu orientador, Adalgiso, por ter me aceitado no laboratório e me dar à oportunidade para fazer o mestrado, que mesmo com todos os contratempos, sempre esteve disposto a me ajudar e orientar para retomar o foco. Agradeço também por todo o aprendizado e paciência para me ensinar sobre a pesquisa e a docência, e estar ao meu lado nesse novo passo da minha vida profissional e pessoal.

Ao professor Mauro que abriu as portas do laboratório para que pudesse realizar minha pesquisa, que apesar de toda a gritaria no laboratório durante as coletas, sempre demonstrou interesse e disposição a ajudar quando necessário. Aos professores Tiago e Leonardo que aceitaram o convite de participar da banca e contribuir para o enriquecimento dessa tese.

Aos integrantes do laboratório que estiveram presentes em todas as fases do trabalho. Um agradecimento mais que especial para Gi, que sem você nada disso seria possível! Você se tornou para mim nesses anos uma referência como professora, conselheira, pesquisadora e profissional. Desde o início você sempre esteve me apoiando e incentivando para eu continuar e melhorar a cada dia. E sempre tendo mil coisas para fazer, nunca me deixou de lado. Agradeço imensamente a oportunidade de ter dividido com você essa etapa da minha vida e todo o aprendizado que você me proporcionou dentro e fora do laboratório. A Marina, minha amiga de laboratório, time, festas, campeonatos. Parceira para os todos os momentos e que também sempre esteve disposta a me ajudar e incentivar a seguir em frente. Você sempre será um orgulho para mim como pessoa e profissional. A Renata que sempre esteve disposta a me ajudar em qualquer momento que eu precisei.

A todos os meus maravilhosos amigos que fiz durante minha passagem pela Unesp. Amigos que dividiram os melhores momentos dessa fase da minha vida e que sem vocês, nada disso teria sentido. Vocês estarão pra sempre no meu coração e sempre serei grata por ter vocês em minha vida.

A toda minha família que sempre esteve ao meu lado me apoiando e dando condições para me arriscar em novos projetos na minha vida profissional. Aos meus pais que nunca deixaram de lutar para que eu e meus irmãos tivéssemos a melhor

formação possível, para que um dia pudéssemos ter as oportunidades que eles não tiveram. Aos meus sobrinhos, que deram a minha vida e da família um significado diferente e me faz sentir um amor inexplicável.

Agradeço também a minha amiga, parceira, confidente, minha *Chef* preferida, meu amor, Dryelli. Não tenho palavras para agradecer tudo o que fez por mim durante esses anos que me aguento em todos os momentos de loucura e desespero, que não foram poucos. Que me ouviu, consolou e me incentivou quando eu achava que não era mais possível aguentar. Desculpa pelas noites mal dormidas, finais de semana perdidos e por ter que ouvir minha apresentação muitas vezes. Só tenho a agradecer a sorte de te ter ao meu lado.

RESUMO: No cenário esportivo a avaliação de padrões de movimentos é indispensável para melhoria do desempenho, prevenção e recuperação de lesões. Dentre as variáveis que podem ser estudadas, a Eficiência Neuromuscular (ENM) vem ganhando espaço no meio acadêmico devido à sua importância para compreender como os fatores neurais interferem na eficácia da ativação das unidades motoras durante a contração muscular. A eficiência neuromuscular está relacionada à ativação de fibras musculares e à produção de força, gerada por um determinado músculo. Um dos fatores que podem interferir na ENM comprometendo as ações durante as diferentes práticas desportivas é a fadiga. A fadiga pode ser considerada como uma falha para manter um nível desejado de desempenho ou trabalho durante uma atividade repetitiva ou sustentada. O objetivo do presente estudo é analisar variáveis neuromusculares em mulheres ativas após a aplicação de um protocolo de fadiga e verificar a diferença na dominância entre membros inferiores. Participaram do estudo 20 mulheres ativas, com idade entre 18 e 35 anos. O estudo foi dividido em 2 experimentos. No primeiro experimento foram realizados testes de contração isométrica voluntária máxima e manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80% da CIVM) no membro dominante. Após a avaliação as voluntárias foram submetidas a um protocolo de fadiga. Os testes foram refeitos imediatamente após para analisar o efeito da fadiga nas variáveis da eficiência neuromuscular, no desvio padrão e coeficiente de variação. No segundo experimento foram realizados testes de contração isométrica voluntária máxima, contrações concêntricas isocinéticas dos flexores e extensores do joelho e manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80% da CIVM) do membro dominante e não dominante para comparação das variáveis: pico de torque isométrico, pico de torque isocinético dos flexores e extensores de joelhos, razão flexores/extensores, Delay eletromecânico e ENM. Após a verificação da normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Levene), foi aplicada a análise de variância (ANOVA) *two-way* de medida repetidas com Post-Hoc de Bonferroni, a fim de verificar no experimento 1 o efeito da fadiga. Já o experimento 2, para analisar a dominância entre os membros foi aplicado um o teste ANOVA *two way* medidas não repetidas e o teste *t de Student* para amostras independentes. Para todas as variáveis foram adotados o nível de significância de $\alpha < 0.05$. Os resultados encontrados no experimento 1 indicam

que fadiga diminui ENM e que essa, assim como o desvio padrão, também é influenciada pela utilização de diferentes cargas de avaliação. A fadiga não piorou o desvio padrão e o coeficiente de variação devido à aprendizagem da tarefa. Já no experimento 2 a dominância entre os membros não influencia no pico de torque isométrico, pico de torque isocinético de flexores e extensores de joelho, no Delay eletromecânico e na Eficiência Neuromuscular, demonstrando que as participantes apresentam simetria bilateral. Porém as participantes apresentam desequilíbrios musculares na relação entre isquiotibiais e quadríceps.

PALAVRAS CHAVES: Eficiência neuromuscular, Biomecânica, Fadiga, Dominância.

ABSTRACT: In the sports scenario, the evaluation of movement patterns is indispensable for performance improvement, injury prevention and recovery. Among the variables that can be studied, the Neuromuscular Efficiency (ENM) has been gaining ground in the academic environment due to its importance to understand how the neural factors interfere in the effectiveness of motor unit activation during muscle contraction. Neuromuscular efficiency is related to the activation of muscle fibers and the production of force generated by a given muscle. One of the factors that can interfere with ENM compromising actions during different sports is fatigue. Fatigue can be considered a failure to maintain a desired level of performance or work during a repetitive or sustained activity. The aim of the present study is to analyze neuromuscular variables in active women after the application of a fatigue protocol and to verify the difference in lower limb dominance. The study included 20 active women, aged between 18 and 35 years. The study was divided into 2 experiments. In the first experiment, maximum voluntary isometric contraction tests and load maintenance (20%, 40%, 60% and 80% of MVIC) were performed on the dominant limb. After the evaluation, the volunteers were submitted to a fatigue protocol. The tests were redone immediately afterwards to analyze the effect of fatigue on neuromuscular efficiency variables, standard deviation and coefficient of variation. In the second experiment, voluntary maximal isometric contraction tests, isokinetic concentric contractions of knee flexors and extensors, and maintenance of dominant and non-dominant limb loads (20%, 40%, 60%, and 80%) were performed to compare the variables: isometric torque peak, isokinetic peak torque of knee flexors and extensors, flexor / extensor ratio, electromechanical Delay and ENM. After verifying normality (Shapiro-Wilk) and homogeneity (Levene), two-way analysis of variance (ANOVA) of repeated measurement with Bonferroni Post-Hoc was applied to verify the effect of fatigue in Experiment 1. Experiment 2, in order to analyze the dominance between the limbs, was applied the two-way ANOVA non-repeated measures test and the Student t test for independent samples. For all variables the significance level of $\alpha < 0.05$ was adopted. The results found in experiment 1 indicate that fatigue decreases ENM and that this, as well as the standard deviation, is also influenced by the use of different evaluation loads. Fatigue did not worsen standard deviation and coefficient of variation due to task learning. In experiment 2, however, the

dominance between the limbs does not influence the isometric torque peak, isokinetic peak torque of knee flexors and extensors, the electromechanical Delay and the neuromuscular efficiency, demonstrating that the participants present bilateral symmetry. However, the participants present muscle imbalances in the relationship between hamstrings and quadriceps.

KEY-WORDS: Neuromuscular efficiency, Biomechanics, Fatigue, Dominance.

LISTA DE FIGURAS

1. Sinal eletromiográfico (EMG), curva de torque e sinal luminoso sincronizados durante uma contração isométrica voluntária máxima	28
2. Dinamômetro utilizado para as avaliações.....	37
3. Fluxograma dos procedimentos de coleta de dados.....	41
4. Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico e isocinético do membro dominante e não dominante.....	47
5. Valores médios e desvio padrão da razão do membro dominante e não dominante.....	47

LISTA DE TABELAS

1. Dados antropométricos das participantes.....	44
2. Valores da Eficiência neuromuscular pré e pós protocolo de fadiga em 20%, 40%, 60% e 80% da CIVM.....	45
3. Valores do desvio padrão pré e pós protocolo de fadiga em 20%, 40%, 60% e 80% da CIVM.....	45
4. Valores do coeficiente de variação pré e pós protocolo de fadiga em 20%, 40%, 60% e 80% da CIVM.....	46
5. Valores do <i>Delay</i> eletromecânico membro dominante e não dominante.....	48
6. Valores da eficiência neuromuscular do membro dominante e não dominante.....	49

LISTA DE SIGLAS

ENM – Eficiência Neuromuscular

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

PT – Pico de Torque

EMG – Eletromiografia

DEM – Delay Eletromecânico

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	14
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1 Articulação do joelho.....	16
2.1.1 Musculatura.....	16
2.1.2 Torque e pico de torque.....	17
2.1.3 Isométrico e isocinético.....	18
2.1.4 Razão flexores/extensores.....	21
2.1.5 Dominância de membros inferiores.....	23
2.2 Variáveis Neuromusculares.....	25
2.2.1 Delay Eletromecânico.....	25
2.2.2 Eficiência neuromuscular.....	28
2.3 Fadiga.....	31
3. JUSTIFICATIVA.....	34
4. OBJETIVO.....	35
4.1 Objetivo geral.....	35
4.2 Objetivos específicos.....	35
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
5.1 Amostra.....	36
5.2 Instrumentos.....	36
5.3 Desenho experimental.....	38
5.4 Descrição dos testes.....	39
5.5 Tratamento de dados.....	42
5.6 Análise estatística.....	43
6 RESULTADOS.....	44
7 DISCUSSÃO.....	50
8 CONCLUSÃO.....	56
9 REFERÊNCIAS.....	57

1. INTRODUÇÃO

Atualmente, existem diversas variáveis para avaliar o desempenho do atleta. Dentro da Biomecânica podemos identificar parâmetros mecânicos capazes de influenciar o rendimento esportivo. Sendo que a análise biomecânica do movimento humano é operacionalizada a partir da adoção daquelas que são reconhecidas como as suas quatro grandes áreas de investigação: a cinemetria, a eletromiografia, a antropometria e a dinamometria (AMADIO et. al., 1999). A dinamometria é uma área permite quantificar em valores absolutos alguns indicadores da função muscular como o torque máximo, o trabalho muscular total, a potência máxima, o índice de resistência além da relação agonista/antagonista (GOULART et. al., 2008).

Nas últimas décadas, a utilização do dinamômetro isocinético tem crescido continuamente no meio acadêmico pela possibilidade de se verificar parâmetros biomecânicos relacionados com desempenho, prevenção de lesões e auxiliar na reabilitação de atletas e praticantes de atividade física.

Outro método de avaliação é a utilização da eletromiografia (EMG), que tem sido utilizada no intuito de avaliar o comportamento espectral e temporal da contração muscular, ou seja, dos potenciais de ação dentro da atividade (SOUZA, 2013). A EMG estuda a atividade dos músculos a partir da captação dos eventos elétricos vinculados à contração muscular. Por permitir a interpretação de parâmetros de natureza interna, a eletromiografia assume importante papel na determinação dos mecanismos de controle do sistema nervoso (DE LUCA, 1997). A combinação desses métodos é uma estratégia muito frequente para avaliações, em função da característica complexidade do movimento humano.

Um exemplo de variável que pode ser avaliada através da combinação desses métodos é a Eficiência neuromuscular (ENM), sendo que a investigação dessa vem ganhado destaque no meio esportivo e acadêmico. A ENM está relacionada à ativação de fibras musculares e à produção de força, gerada por um determinado músculo. Sendo assim, é considerado mais eficiente aquele indivíduo capaz de produzir a maior força muscular com a menor magnitude de ativação das fibras musculares (DESCHENES et. al., 2002).

Além disso, outros métodos também devem ser considerados para uma avaliação completa da função muscular. Essa pode ser feita através da utilização do exercício isocinético, que surgiu da necessidade de pesquisadores da área

desportiva em buscar uma avaliação eficaz da capacidade de força do músculo esquelético (HISLOP e PIERRE, 1967).

Diversas são as variáveis encontradas a partir de testes isocinéticos, dentre elas podemos utilizar também a assimetria bilateral e a relação agonista/antagonista. A utilização desta relação tem sido apontada como fundamental importância para a prevenção de lesões, tanto articulares quanto musculares (CAMERON et. al., 2003). A razão isquiotibiais/quadríceps é um ótimo parâmetro para a avaliação do desequilíbrio muscular.

A demanda imposta à articulação do joelho pela prática esportiva resulta em adaptações musculares específicas, podendo gerar desequilíbrios das forças que agem estática e dinamicamente em torno desta articulação. Esses desequilíbrios musculares podem predispor os atletas às lesões por produzirem elevados níveis de stress nos tecidos (SIQUEIRA et. al., 2002).

A razão pode ser calculada a partir do torque gerado pela contração concêntrica dos isquiotibiais e quadríceps (razão convencional) ou pelo pela contração excêntrica dos isquiotibiais e concêntrica do quadríceps (razão funcional).

Os praticantes de diferentes esportes estão constantemente sujeitos a sofrer o efeito da fadiga em seus treinos e competições. Fadiga pode ser definida como uma deterioração progressiva da performance, ou uma incapacidade na manutenção da produção de potência ou força durante contrações musculares repetidas. Em biomecânica, o uso da eletromiografia (EMG) de superfície permite avaliar a fadiga muscular por meio da atividade elétrica dos músculos superficiais, utilizando-se a amplitude e o espectro de potência do sinal. Além disso, a quantificação da fadiga é frequentemente associada a eventos como a incapacidade de realizar uma tarefa, sustentar um esforço, ou a incapacidade de alcançar o nível de força inicial (em uma contração voluntária máxima – CVM, por exemplo) após um determinado estímulo (GANDEVIA, 2001). O estudo da relação entre os sinais elétricos musculares e a capacidade de produção de força pode permitir uma maior compreensão dos mecanismos neurais relacionamos a perda da capacidade de força em relação à fadiga. Dessa forma, torna-se importante a avaliação de parâmetros como a produção de torque, razão e a ENM, com a influência da fadiga.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Articulação do joelho

2.1.1 *Musculatura*

A articulação do joelho permite mobilidade e estabilidade alongando e encurtando o membro inferior para elevar e abaixar o corpo ou mover o pé no espaço. Atua no suporte de carga quando o indivíduo está em pé juntamente com o quadril e tornozelo (KISNER e COLBY, 1998).

O joelho é uma articulação completa e complexa, exposta constantemente à ação do peso corporal. Com isso, depende da relação entre a sua anatomia óssea, atividade muscular e ligamentar para a sua estabilidade. Possui dois graus de movimento, a flexão-extensão e a rotação com o joelho a 90° (ASTON, 1998 apud CASTRO; VIEIRA, 2012).

Os músculos envolvidos primariamente nos principais movimentos do joelho são os músculos quadríceps, formado pelo reto femoral, vasto lateral, vasto medial e o vasto intermédio; e pelo o grupo muscular dos isquiotibiais composto pelo semitendíneo, semimembranoso e bíceps femoral.

O quadríceps fornece grandes forças durante movimentos de puxar e empurrar e dá assistência na extensão do membro inferior durante saltos e corridas. O quadríceps deve produzir forças durante diversos comprimentos e ser capaz de produzi-las em grandes quantidades e frequentemente em altas velocidades de encurtamento (SILVA, 2014).

Os isquiotibiais são responsáveis pela extensão do quadril, flexão e estabilização do joelho (MAGEE, 2005). Os isquiotibiais têm também função importante na manutenção da estabilidade dinâmica do joelho, devido à coativação que eles oferecem em movimentos de cadeia aberta, como no chute, por exemplo. Quando há uma insuficiência em realizar uma frenagem excêntrica, em conjunto com a ação excêntrica do quadríceps, constata-se frequentes lesões (KNUDSON, 2007). O pico de torque (PT) concêntrico dos isquiotibiais é entre 40 e 50% do PT do quadríceps (KNUDSON, 2007) em adultos saudáveis.

A análise da produção de força e potência destes grupos musculares nas amplitudes de movimento alcançadas durante a prática esportiva (BRYANT, PUA E CLARK, 2009) é importante para o conhecimento do desempenho muscular dos atletas. Fato que é importante para a adequação de treinamento físico desses

atletas, além de verificar uma possível sobrecarga na articulação do joelho, vindo a acarretar alguma alteração da estabilidade articular.

2.1.2 *Torque e pico de torque*

A força muscular, entendida como a capacidade do músculo em gerar tensão de forma ativa, é um conceito que ocupa um importante lugar no conhecimento cinesiológico, tanto no campo avaliativo como terapêutico (SAPEGA, 1990). Este conceito, segundo Hamill e Knutzen (1999) se expressa através do momento de força ou torque (T), que pode ser definido como uma força sobre uma alavanca que se movimenta em torno de um eixo e que pode ser calculado conforme equação abaixo:

$$T = F \times D$$

Onde T = torque, F = força e D = distância.

A capacidade de produção de força de um grupo muscular pode ser estimada com a utilização de um dinamômetro. O dinamômetro isocinético faz a mensuração do torque resultante produzido pelos grupos musculares em velocidade angular constante e na amplitude de movimento definida previamente pelo avaliador (TERRERI, GREVE E AMATUZZI, 2001).

Dentre os valores de torque resultante obtido, o torque máximo ou PT é a variável comumente utilizada para o conhecimento do desempenho muscular e cálculo da razão isquiotibiais/quadríceps pela maioria dos estudos encontrados na literatura (RODRIGUES, 2013).

O PT representa o ponto de maior torque (força muscular) na amplitude de movimento, ou seja, o valor correspondente à força muscular funcional máxima, permitindo ainda, comparar o equilíbrio da musculatura agonista e antagonista (BATISITA, MARTINS E WIBELINGER, 2012).

Diversos fatores podem influenciar na produção do torque muscular como, por exemplo, a velocidade angular, faixa etária, membro dominante e não dominante, sexo, patologias, tipo de esporte praticado entre outros.

O estudo de Batista et. al. (2012) avaliou de extensores e flexores do joelho em 30 indivíduos de ambos os sexos, com a faixa etária entre 10 e 39 anos. A

avaliação isométrica foi composta por três velocidades angulares, 120°, 180° e 240° em ambos os membros. Os resultados indicaram diferenças significativas em todas as velocidades e movimentos quando comparados joelho direito com o joelho esquerdo dos indivíduos. A força muscular foi maior nos indivíduos do sexo masculino do que nos do sexo feminino nas diferentes faixas etárias. Também observou-se que a força é maior nos músculos extensores do que nos músculos flexores de joelho. Além disso, constatou-se que o PT e a velocidade angular de movimento são grandezas inversamente proporcionais.

O estudo de Melo et. al. (2008) avaliou os valores de PT concêntrico e excêntrico, dos flexores e extensores de joelho, de dois grupos de indivíduos idosos: com e sem osteoartrose de joelho. Na comparação dos torques de isquiotibiais e quadríceps concêntrico e excêntrico entre indivíduos com e sem osteoartrose de joelho, constatou-se que os indivíduos do grupo sem osteoartrose apresentaram valores médios de PT superiores na maioria das variáveis. Concluindo que a osteoartrose provoca declínio de força muscular principalmente em quadríceps.

Almeida et. al. (2012) verificou a influência das atividades diárias na diferença dos membros dominante e não dominante quanto ao PT. Foi encontrada diferença significativa entre os membros no PT dos extensores (26,1%), e o PT dos flexores (30,4%) demonstrando que as atividades do cotidiano em mulheres saudáveis causam diferenças entre o membro dominante e o não dominante.

2.1.3 Isométrico e isocinético

O dinamômetro isocinético é utilizado tanto para avaliar o torque ou exercitar o grupo muscular selecionado em condições de velocidade angular constante, ou seja, este equipamento pode maximizar a força muscular em toda a amplitude de movimento estabelecida (SMITH e MELTON, 1981).

Alterações nos parâmetros de torque, trabalho e potência musculares estão intimamente relacionados às lesões esportivas e, conseqüentemente, à queda no desempenho funcional do atleta. A avaliação muscular através da dinamometria isocinética permite a descrição de dados normativos úteis na prevenção, treinamento e reabilitação de atletas (FONSECA et. al., 2007).

O teste isocinético em dinamômetro computadorizado é utilizado para fornecer informações precisas e fidedignas que podem ser comparadas entre grupos

musculares agonistas e antagonistas, membros lesionados e não lesionados e atletas e não atletas, entre outros (CHANDLER; BROWN, 2009).

As principais variáveis disponibilizadas pelo dinamômetro isocinético são: pico de torque (Nm), ângulo do pico de torque ($^{\circ}$), razão do pico de torque pelo peso corporal (%), torque num ângulo específico (Nm), potência média (W), pico de potência (W), trabalho total (J) e relação agonista/antagonista (RICHARDS, 2008), dentre outros.

Diferentes métodos têm sido utilizados para quantificar indiretamente a produção de força muscular de indivíduos sendo os mais utilizados os testes de uma repetição máxima (1RM), isométrico e isocinético (HÄKKINEN et. al., 1998).

Wilhelm Neto et. al. (2011) em seu estudo calculou e verificou a existência de correlações entre os valores de força obtidos nos testes isocinético, isométrico e de 1RM de extensão do joelho de homens de meia idade. O teste de 1RM de extensão do joelho unilateral foi executado em uma cadeira extensora. A carga de 1RM de cada indivíduo foi então determinada como a carga que o sujeito era capaz de levantar uma única vez, alcançando sua amplitude máxima de extensão dos joelhos e na cadência determinada. Já o teste isocinético e isométrico foram realizados em um dinamômetro isocinético. O protocolo do teste isocinético consistiu de flexão e extensão concêntrica de joelho onde cada sujeito realizou cinco repetições máximas a $60^{\circ}/s$. E o protocolo de teste isométrico consistiu de três tentativas de contração isométrica máxima de extensão de joelho no ângulo de 120° . Os resultados do presente estudo mostram que houve uma forte correlação entre os valores do teste de 1RM e os valores do teste isocinético ($r = 0,72$, $p = 0,004$). O mesmo ocorreu entre os valores obtidos nos testes isocinético, a $60^{\circ}/s$ e isométrico ($r = 0,78$, $p = 0,001$). E a correlação entre os valores obtidos no teste de 1RM e no teste isométrico foi de associação moderada ($r = 0,53$, $p = 0,05$). Como conclusão os autores trazem que os níveis de correlação encontrados indicam que os resultados destes três diferentes testes estão relacionados.

A avaliação isocinética é considerada padrão ouro na análise dos parâmetros neuromusculares, e tem sido utilizada para determinar os níveis de torque produzido por atletas em ações excêntricas e concêntricas de musculaturas como quadríceps e isquiotibiais, em processos de treinamento com ênfase na reabilitação pós-lesão e na análise comparativa de força muscular bilateral e entre a musculatura agonista e antagonista (SILVA NETO et. al., 2010; ZABKA et. al., 2011).

Carvalho e Cabri (2007) avaliaram 245 futebolistas profissionais e compararam as diferenças bilaterais dos músculos quadríceps e isquiotibiais, através da análise do PT e da razão (I/Q). Além disso, os autores compararam o PT e a razão I/Q entre as diversas posições específicas que os jogadores assumem dentro do campo. Para a realização da avaliação isocinética foi utilizado um dinamômetro. Os testes foram feitos a partir da flexão e extensão de joelho nas velocidades de 60°/s (4 repetições) e de 180°/s (6 repetições). Os resultados mostram que a análise dos valores médios dos déficits bilaterais não indica diferenças significativas entre o membro dominante e não dominante. Em relação à razão I/Q na velocidade de 60°/s os resultados sugerem que todos os sujeitos da amostra, se encontram em equilíbrio funcional ao nível da articulação do joelho (50%-60%). Porém, o mesmo não sucedeu na velocidade de 180°/s em que os resultados foram inferiores aos referidos pela literatura (70%-80%). Em relação às comparações entre as diversas posições apenas os valores da razão I/Q do membro dominante e não dominante na velocidade de 60°/s não difere significativamente em relação à posição ocupada pelos jogadores dentro do campo. O PT do quadríceps e isquiotibiais apresentam diferenças significativas entre as diversas posições, qualquer que seja o membro e a velocidade angular.

A força isométrica é a tensão gerada no músculo sem que haja mudança notável em seu comprimento (FLECK e KRAEMER, 2000). Os testes isométricos máximos são normalmente utilizados para o estudo do sinal eletromiográfico, da taxa de produção de força e do PT isométrico da musculatura avaliada (HÄKKINEN et. al., 1998; ANDERSEN e AAGAARD, 2006).

Correa et. al. (2011) avaliou 10 indivíduos do sexo masculino, com idades entre 20 e 30 anos, familiarizadas com treinamento de força com o objetivo de determinar em quais ângulos articulares observam-se maiores níveis de produção de força isométrica máxima (FIM), bem como maiores níveis de atividade elétrica dos músculos reto femoral (RF), na extensão isométrica de joelho e na flexão isométrica de quadril, vasto lateral (VL) e vasto medial (VM), na extensão isométrica de joelho, bíceps femoral cabeça longa (BF), na flexão isométrica de joelho, bem como do glúteo máximo (GM), na extensão isométrica de quadril. Os valores de FIM relativos às contrações isométricas voluntárias máximas (CIVMs) de extensão de joelhos foram estatisticamente semelhantes entre os ângulos de 60° e 90°, sendo estes significativamente superiores (aproximadamente 34% e 39%,

respectivamente) dos valores registrados no ângulo de 0°. Na flexão de joelhos, os valores de FIM nas CIVMs realizadas em 0° e 90° foram semelhantes, e estes significativamente menores (aproximadamente 46% e 31%, respectivamente) do que os valores observados em 60°. Por outro lado, os valores de FIM relativos às CIVMs de extensão e flexão de quadril não apresentaram diferenças entre os ângulos avaliados. Em relação ao sinal da EMG foram encontrados valores significativamente diferentes entre os ângulos para a extensão de joelhos somente no RF em 90°. Para a flexão de joelhos, flexão e extensão de quadril não foram encontradas diferenças significativas entre os músculos nos diferentes ângulos avaliados.

Outra forma de mensurar a atividade eletromiográfica do músculo a partir de avaliações isométricas é a utilização de cargas submáximas ou a manutenção de cargas durante um período de tempo.

Oliveira (2009) analisou os músculos VM e VL por meio da EMG de superfície durante 15s de contração isométrica a 20%, 30%, 40% e 50% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Os resultados mostraram que os músculos VM e VL foram semelhantes entre si, e entre as cargas, houve diferença significativa entre as cargas de 20% e 40%, 20% e 50%, e 30% e 50% para ambos os músculos, com maior atividade nas cargas de 40% e 50% CVM. Conclui-se que os músculos VM e VL apresentam atividade eletromiográfica semelhante entre si independente da intensidade de contração, e o aumento da intensidade de contração (40% e 50%) está diretamente relacionado com maior recrutamento de unidades motoras.

2.1.4 Razão flexores/extensores

A avaliação do desempenho muscular mostra-se fundamental para prevenir lesões, através da identificação precoce de desequilíbrio entre músculos de uma articulação ou da diferença de força entre membros, e auxiliar no treinamento e na reabilitação de atletas. Um método comumente utilizado para a identificação do desequilíbrio muscular é a avaliação por dinamometria isocinética. (RODRIGUES, 2013)

Os testes isocinéticos, em especial a razão flexores/extensores, têm sido frequentemente usados no estudo da função muscular dinâmica da articulação do joelho. A razão flexores/extensores é a relação entre o desempenho muscular dos músculos isquiotibiais e quadríceps. Este índice é calculado através dos picos de

torque destes músculos obtidos durante o exame (AAGAARD, 1998; COOMBS, 2002; CROISIER, 2008).

A relação agonista/antagonista representa a proporção entre tais grupos musculares, expressa em porcentagem. O valor dessa proporção é dependente da velocidade de execução do movimento. Para velocidades angulares mais baixas ($60^\circ/\text{s}$), a maioria dos estudos aponta que valores inferiores a 0,6 na razão I/Q aumentam o potencial de ocorrência de lesão (AAGAARD et. al., 1998). Nas velocidades mais altas ($240\text{-}300^\circ/\text{s}$), esta relação aumenta, e deve ficar entre 0,7 a 0,8 (ZABKA et. al., 2011).

A razão pode ser calculada de duas formas: razão funcional e a razão convencional. A razão funcional é obtida dividindo-se o PT excêntrico dos isquiotibiais pelo PT concêntrico do quadríceps (AAGAARD et. al. 1998). A ideia de que a razão entre a fase concêntrica dos extensores e excêntrica dos flexores de dois grupos musculares antagônicos pode determinar a existência de desequilíbrios musculares (e que poderia predispor a musculatura flexora a lesões) pode ser encontrado na literatura. Acredita-se que a incidência de lesões em atletas de diferentes sexos pode ser diagnosticada através desta razão (HINTON, 1988). Quando há equilíbrio na razão funcional, ou seja, seu valor estiver em torno de 1, isso indica significativa capacidade dos isquiotibiais promoverem a estabilização articular do joelho (AAGAARD et. al., 1998).

Para a articulação do joelho, o valor de PT dos isquiotibiais dividido pelo valor de PT de quadríceps coletados durante a mesma velocidade angular e o mesmo tipo de contração (concêntrica) é denominado razão convencional (AAGAARD et. al. 1998). O valor normativo para a razão convencional é 0,6.

No estudo de Benck et. al. (2016) foram avaliadas 24 ginastas de 9 a 15 anos através na extensão e flexão do joelho para ambos os membros na velocidade $60^\circ/\text{s}$ de forma concêntrica/concêntrica. Os resultados apontam para os valores médios de razão I/Q de 0,51 e 0,48 para membro dominante e não dominante, respectivamente.

O estudo de Silva et. al. (2018) revelou um pequeno déficit na razão convencional dos atletas profissionais de futebol na categoria sub-23 de um clube vinculado a Federação Paulista de Futebol, sendo que a razão foi de 53,4% (membro dominante) e 51,1% (membro não dominante). Além disso, o estudo revelou uma diferença ao comparar as posições específicas que os jogadores

assumem dentro do campo, onde os zagueiros apresentarem um déficit maior do que as demais posições.

Silva et. al. (2015) em seu estudo utilizou um dinamômetro isocinético para avaliar os parâmetros neuromusculares e déficits bilaterais (Momento Máximo de Força e a razão isquiotibiais/quadríceps) da musculatura extensora e flexora dos joelhos em diferentes velocidades ($60^{\circ}/s-1$ e $180^{\circ}/s-1$) em 20 atletas profissionais da Seleção Brasileira Paralímpica de Atletismo. Não foram encontradas diferenças significativas no Momento Máximo de Força e na razão I/Q entre os membros em nenhuma das velocidades angulares testadas seja na ação concêntrica dos músculos extensores ou flexores.

2.1.5 Dominância entre membros inferiores

As assimetrias laterais podem ser definidas como as diferenças entre os membros. Estas diferenças podem ocorrer em relação à flexibilidade, à forma (diâmetro), ao comprimento do membro e à força muscular (ALMEIDA et. al., 2001). As assimetrias laterais referentes à magnitude da força muscular são frequentemente encontradas em membros inferiores (MMII) e estão relacionadas com a preferência do membro a ser utilizado (dominante e não dominante) e com o desempenho motor (TEIXEIRA e PAROLI, 2000). Se o grau de assimetria ultrapassar um determinado limiar (10-15%) o risco de lesões nos MMII pode aumentar significativamente (PETSCHNIG et. al., 1998). Em alguns esportes, a dominância de um dos MMII pode aumentar a ocorrência de lesões por ser preferencialmente usado para chutes, impulsões, saltos ou aterrissagens (MURPHY et al., 2003). Dessa forma, as assimetrias podem resultar em compensações e sobrecargas em um dos membros, deixando os indivíduos suscetíveis a momentos articulares desproporcionais.

A assimetria passa a ser muito investigada no desporto em atletas de variadas modalidades, com ênfase no protocolo de treinamento e reabilitação. A dinamometria isocinética torna-se instrumento frequente na análise da simetria entre os membros por meio de variáveis dinâmicas – PT, trabalho máximo, potência (PETSCHING et. al., 1998; NOYES et. al., 1991).

Carvalhais et. al. (2013) investigou a existência de diferenças na assimetria de PT, assimetria de trabalho e índice de fadiga isocinética dos extensores e

flexores do joelho de 164 jogadores de futebol, de acordo com o posicionamento em campo, e a determinou se o índice de fadiga dos flexores é superior ao índice de fadiga dos extensores do joelho nesses jogadores. O protocolo de teste realizado em um DI consistiu em cinco repetições concêntricas na velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$ e 30 repetições na velocidade angular de $300^\circ/\text{s}$. O estudo não identificou diferença na assimetria de PT, assimetria de trabalho máximo e índice de fadiga isocinética dos extensores e flexores do joelho entre atletas profissionais de futebol de acordo com o posicionamento em campo (atacantes, zagueiros, laterais, meio-campistas e goleiros). Em relação à diferença do índice de fadiga entre grupos musculares, observou-se que os flexores apresentaram maior fadiga do que os extensores do joelho.

Em seu estudo Silveira et. al. (2017) avaliou perfil isocinético dos músculos extensores e flexores do joelho em atletas que atuam no nível elite de Futebol Americano no Brasil. Os testes foram realizados em um dinamômetro isocinético onde os atletas realizaram dois conjuntos de três contrações máximas consecutivas de flexão e extensão em modo concêntrico/concêntrico e dois conjuntos em modo excêntrico-excêntrico a $60^\circ/\text{s}$. O maior valor de PT obtido em cada modo de avaliação foi selecionado para análise estatística da razão convencional, razão funcional e da assimetria bilateral. Como resultados o estudo mostra que a razão convencional menor que 0,6 foi encontrada 76% dos membros dominantes e 83% dos membros não dominantes. Já a razão funcional abaixo de 1 (valor normativo) foi encontrada em 94% dos membros tanto dominantes quanto os não dominantes. Em relação à assimetria bilateral foram encontrados resultados superiores a 10% em 26% (músculos extensores) e 43% (músculos flexores) dos atletas. Como conclusão os autores trazem que os jogadores de elite no Brasil apresentam alta incidência de desequilíbrio de força nos músculos da coxa e estão abaixo dos jogadores dos EUA em relação à capacidade de produção de torque dos músculos extensores e flexores de joelho.

Vieira e Silva (2017) analisaram os valores da força muscular concêntrica e excêntrica de quadríceps e isquiotibiais de 190 participantes a fim de verificar os índices de assimetria entre o membro inferior operado e não operado após os seis meses de pós-operatório de ligamento cruzado anterior (LCA). Os resultados mostram que apenas 3% dos participantes ficaram com diferença percentual de 0 a

15% (dentro do esperado) nos extensores concêntricos e 6% de flexores, e os extensores e flexores excêntricos atingiram 6%.

2.2 Variáveis Neuromusculares

2.2.1 Delay Eletromecânico

Segundo Maughan et. al., (2000), para uma fibra muscular exercer força, um impulso do nervo motor que a inerva deve resultar na propagação de uma ação potencial ao longo do sarcolema. Chegando à placa motora final, essa ação potencial provoca a liberação do neurotransmissor de acetilcolina, que atravessa a sinapse específica entre o nervo terminal e a fibra muscular (a junção neuromuscular) e liga os receptores de acetilcolina ao sarcolema. Isso provoca a abertura de canais de sódio e, conseqüentemente, influxo de sódio abaixo de seu gradiente de concentração na fibra do músculo, despolarização da membrana e início de uma ação potencial, que é então conduzida ao longo da fibra muscular do sarcolema em ambas as direções e para baixo dos túbulos T, resultando na ativação completa da fibra muscular.

Após o estímulo nervoso que desencadeia a contração muscular, há um intervalo de tempo até que o movimento seja iniciado (HALL, 2009). Este período pode ser denominado de retardo ou *Delay* eletromecânico (DEM). Sua identificação é feita através da latência entre o início da atividade eletromiográfica e o início da força gerada pelo músculo, ou a mobilização articular (GRANATA et. al., 2000; BLACKBURN et. al., 2009). Li e Baum (2004) definem o DEM como o atraso entre o evento elétrico de um músculo e a resposta mecânica externa que este gera. O DEM pode ser definido também como o intervalo de tempo entre o início da ativação elétrica muscular e o início do torque mensurável, como demonstrado na figura 1 (HERZOG et al., 1999), e pode variar de 30 milissegundos (ms) a algumas centenas de ms (SHULTZ & PERRIN, 1999). Com o uso da EMG é possível mensurar o tempo e a intensidade da contração muscular, tornando possível observar o início do processo de contração (KOSSEL, 2013).

Buchanan et. al. (2004) descreve a dinâmica de ativação muscular como um processo intermediário entre o estímulo elétrico e a geração de força. A entrada desse processo seria o estímulo elétrico (ativação neural) representado pelo sinal de EMG e a saída à ativação muscular. A ativação muscular serviria então como entrada para o processo da dinâmica de contração muscular que teria como saída à

força. O modelo considera que não há instantaneidade entre a estimulação elétrica e a produção de força pelo músculo e utiliza a DEM como uma constante dependente das características musculares para representar esse atraso.

Assim, DEM é a diferença temporal entre a ativação neural e ativação muscular, portanto, para calculá-lo é preciso primeiro determinar o ponto onde considera-se que houve ativação neural e o ponto em que considera-se que houve ativação muscular (produção de força) (ZAJAC, 1989; BUCHANAN et al., 2004).

Além disso, o DEM está altamente correlacionado com a força de CVM, taxa de produção de força, tipo de fibra muscular predominante e velocidade de condução das fibras musculares, sendo sugerido que o DEM reflete seguramente a função neuromuscular explosiva (ZHOU *et al.*, 1995). Diversos tipos de treinamentos específicos realizados dentro de modalidades esportivas levam a diferentes adaptações neuromusculares que podem alterar o tempo do DEM.

O DEM na articulação do joelho tem sido largamente investigado por diversos autores. Como no estudo de Croix et. al. (2014) que teve como objetivo explorar os efeitos da fadiga específica do futebol no DEM dos isquiotibiais durante ações musculares excêntricas em jovens futebolistas de elite. Foram avaliadas 36 mulheres com idade entre 12 e 17 anos que realizaram ações excêntricas dos isquiotibiais em decúbito ventral a 60, 120 e 180°/s antes e após um teste de fadiga (SAFT⁹⁰ protocol). A EMG de superfície foi usada para determinar DEM do músculo semitendinoso, bíceps femoral e gastrocnêmio. Os resultados indicaram que a fadiga aumentou em 58% o DEM, comprometendo o controle neuromuscular necessário para estabilizar a articulação, em atletas de futebol juvenil do sexo feminino.

Zhou et. al. (1996) investigou os efeitos da fadiga e de um treinamento de ciclismo de sprint máximo. O DEM de extensores de joelho foi avaliado na contração isométrica em seis homens saudáveis antes e depois de quatro períodos de 30 segundos de exercício de ciclismo, realizado antes e depois de um programa de treinamento de ciclismo de 7 semanas. Como resultados os autores encontraram um alongamento do DEM de 40,4 ms para 63,4 ms após o exercício fatigante no pré-teste. Melhorias na produção do trabalho, potência e resistência à fadiga durante o exercício de ciclismo foram encontradas após o treinamento. No entanto, não foram encontradas alterações significativas nas propriedades contráteis isométricas do músculo quadríceps para possível alteração do DEM.

Esse como outros autores (Hannah *et al.*, 2014; Szpala *et al.*, 2015; Zhou *et al.* (1996) relatam que altos valores de DEM afetam o rendimento de atletas além aumentar risco de lesões. O aumento no risco de lesões está associado com uma retardada excitação muscular e, conseqüentemente, com o atraso do início da contração muscular (CONCHOLA *et al.*, 2013; ZHOU *et al.*, 1995), gerando incapacidade de rápida estabilização da articulação durante períodos críticos de sobrecarga articular (BLACKBURN *et al.*, 2009).

A duração do DEM varia consideravelmente entre os estudos. A maior amplitude de tempo proposta é de 50 à 200ms (HAMILL *et. al.*, 2012). Tempo superior a este, pode acarretar prejuízos da funcionalidade neuromuscular destes indivíduos, atrasando respostas musculares, o que altera a estabilidade articular dinâmica e conseqüentemente predispõe o aparecimento de lesões (BLACKBURN *et. al.*, 2009).

Fatores como a fadiga muscular, sexo, comprimento muscular, tipo de fibra muscular, idade, temperatura muscular, tipo de contração, treinamento alongamento prévio, instabilidade articular, imobilização prévia e algumas patologias estão entre os fatores que podem influenciar a magnitude do DEM (KOSSEL, 2013).

Ristanis *et. al.* (2009) investigou se após a reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) o DEM dos flexores do joelho seria alterado. Participaram do estudo 12 pacientes do sexo masculino, submetidos à reconstrução do LCA após 2 anos da cirurgia e 12 indivíduos controles saudáveis. Como avaliação os participantes realizaram 4 contrações isométricas voluntárias máximas com 1 minuto de descanso entre as contrações. A atividade eletromiográfica do bíceps femoral e do semitendíneo foi registrada de ambas as pernas durante as contrações. Como resultados foram encontrados aumentos significativos do DEM do joelho com reconstrução do LCA comparado ao membro não operado para ambos os músculos. Foram encontradas também diferenças significativas do LCA comparado com os controles saudáveis para ambos os músculos.

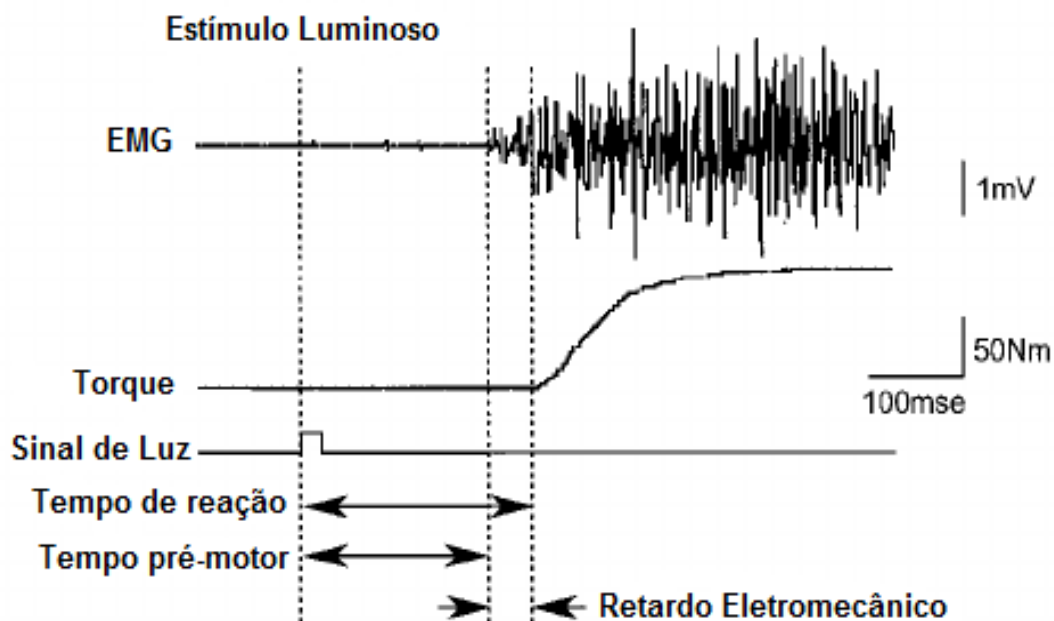


Figura 1 - Exemplo de sinal eletromiográfico (EMG), curva de torque e sinal luminoso sincronizado durante uma CIVM. A figura descreve como cada intervalo de tempo é determinado. A primeira linha pontilhada representa o estímulo luminoso, a segunda linha pontilhada representa o início da ativação muscular e a terceira linha pontilhada representa o início do torque mensurável (HERZOG et al., 1999).

2.2.2 Eficiência neuromuscular

Os fatores neurais, particularmente, estão relacionados com a eficácia da ativação das unidades motoras durante a contração muscular. Quanto maior o número de unidades motoras recrutadas por um estímulo, maior também será a força muscular resultante por ele gerada (LIEBER, 2002).

Biomecanicamente, ENM é calculada pela relação entre a quantidade de estímulo neural e a capacidade de geração de força de um músculo (TESCH, et. al., 1990).

A ENM pode ser calculada a partir da divisão do PT isométrico pela soma das *Root Mean Square* (RMS) dos músculos envolvidos. Demonstrada pela equação apresentada por Deschenes et. al. (2012):

$$\text{ENM} = \frac{\text{Pico de torque}}{\text{Soma dos RMS}}$$

A ENM fornece boa estimativa da função muscular por estar diretamente relacionada à força e à capacidade de ativação dos músculos. Dessa forma, a avaliação da ENM em atletas é uma variável importante não apenas para avaliar o desempenho, mas também para prevenção de lesões e auxiliar na reabilitação de possíveis assimetrias ou outros prejuízos causados por lesões e cirurgias. Além disso, a ENM é outra forma de demonstrar a influência dos fatores neurais sobre a produção de força, representando a eficácia da ativação das unidades motoras durante a contração muscular (ARAGÃO et. al., 2015).

A razão torque/amplitude dos sinais da EMG fornece uma medida da atividade neuromuscular requisitada para se produzir determinada força. (DESCHENES et. al., 2008). Assim é considerado mais eficiente o indivíduo que apresentar uma ativação menor para dada produção de força (DESCHENES et. al., 2002).

Patsika, Kellis e Amiridis (2001) investigaram a ENM de mulheres com osteoartrite do joelho (OA) ao realizar um movimento *Sit-to-Stand* e durante os esforços de força máxima. Foram avaliadas 23 mulheres (12 com OA e 13 controles). Foi realizada avaliação isocinética dos extensores e flexores do joelho (concêntrico/excêntrico) nas velocidades 60°/s, 120°/s e 150°/s. Os participantes também realizaram três CIVM dos extensores e flexores do joelho a 65° e 35°, respectivamente. Foi avaliada a EMG dos músculos do bíceps femoral, vasto lateral e vasto medial. Para verificar a ENM, foi calculada a razão torque/EMG separadamente para extensão e flexão, sendo que para a extensão, foi utilizado um EMG médio dos músculos VM e VL. Os resultados mostram o grupo OA mostrou um menor torque em CIVM do que o controle. Além disso, mulheres com OA do joelho demonstraram menor eficiência do que controles em extensão e flexão excêntrica a 60°/s e 150°/s, enquanto o oposto foi encontrado para a flexão concêntrica a 60°/s.

Chaves et. al. (2012) avaliou a ENM do vasto medial oblíquo (VMO) e equilíbrio postural em 22 atletas de futebol de alto desempenho após a reconstrução do LCA, entre 4 e 12 meses pós-operatório, comparando com o membro não afetado. As avaliações ocorreram pré e pós-operatório. O equilíbrio postural foi

avaliado com o apoio unipodal olhos abertos e olhos fechados. Para avaliação da ENM foram realizados testes isocinéticos com contrações concêntricas dos músculos agonistas e antagonistas, em duas velocidades: 60° e 300°/s, 5 e 15 repetições respectivamente e 3 CIVM de 5s para normalizar os dados. Não houve diferença entre a ENM do VMO ao comparar os dois membros após a reconstrução do LCA. O mesmo resultado foi encontrado no equilíbrio postural. Pode-se concluir que o ENM do VMO no membro envolvido e no equilíbrio postural foram reestabelecidos com sucesso após o procedimento de reconstrução do LCA no grupo amostral estudado.

Schmidt et. al. (2014) avaliaram as assimetrias na produção de força voluntária máxima, na taxa de desenvolvimento de torque (TDT) e na ENM de extensores de joelho em crianças, adultos e idosos. A razão EMG/força foi utilizada para quantificar a ENM. Cada sujeito realizou CIVM e submáximas (15% e 30% da CIVM). Força máxima, TDT e ENM foram avaliadas e comparadas entre os grupos e entre perna dominante e não dominante. A EMG foi realizada nos músculos vasto lateral e vasto medial e a avaliação de força máxima e submáxima foi realizado com célula de carga. A TDT foi maior em adultos jovens, e similar entre crianças e idosos. A ENM diminuiu significativamente com o envelhecimento. Foram observadas assimetrias em força e TDT em favor da perna dominante em idosos.

Aragão et. al. (2015) analisou a força muscular e a Integral da EMG para obter a ENM dos músculos vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) em pacientes com lesão de LCA em dois momentos: 1) na fase pré-operatória e 2) na fase pós-operatória, dois meses após o procedimento de reconstrução cirúrgica do LCA. O protocolo de avaliação foi feito na fase pré-operatória e dois meses após o procedimento cirúrgico. A coleta dos dados, referentes à força muscular e EMG foi feita bilateralmente no vasto lateral e bíceps femoral. Durante a execução das CIVM, em extensão e flexão do joelho, a articulação era posicionada a 60° de flexão. Foram feitas três repetições de CIVM, em cadeia cinética aberta, com manutenção de 5 s de contração. Posteriormente, a força muscular foi dividida para-se obter 50% da CIVM e o cálculo da ENM dos músculos VL e BF foi feito pela razão entre [Força/EMG], a 50% da contração muscular voluntária máxima. Os resultados são de que houve aumento da ENM do músculo BF no membro não operado, dois meses após a cirurgia. Na comparação entre membros, o BF o lado não operado

estava mais eficiente na fase pós-cirúrgica. Não foram encontradas diferenças na ENM do músculo VL.

2.3 Fadiga

A fadiga muscular pode ser definida como qualquer redução na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força (ZWARTS et. al., 2008) ou ainda a inabilidade de manutenção do desempenho, sendo um inevitável fenômeno associado com o trabalho muscular (JARIC et. al., 1999).

Fadiga não é uma grandeza física, por isso, seu acesso requer grandezas físicas que possam ser mensuradas, tais como a força, potência, velocidade angular, ou demais variáveis associadas ao funcionamento das unidades motoras, tais como a taxa de disparos, sincronização e demais parâmetros advindos da EMG (MERLETTI et. al., 2004).

É um fenômeno que produz diversas alterações no comportamento neuromuscular, além da diminuição da capacidade de produção de força, pode gerar também distúrbios no controle motor e no tempo de reação muscular e redução na habilidade proprioceptiva, resultando em um marcante déficit no desempenho muscular e um aumento da instabilidade articular (MADIGAN e PIDCOE, 2003).

Compreende-se que sua causa é multifatorial e depende da tarefa. Assim, a fadiga é definida como um sintoma incapacitante no qual a função física e cognitiva é limitada pelas interações entre a fadiga do desempenho e a fadiga percebida. O nível de fadiga experimentado por um indivíduo pode ser modulado por desafios à homeostase, distúrbios no estado psicológico, reduções na função contrátil e limitações na capacidade de fornecer um sinal de ativação adequado aos músculos envolvidos (ENOKA, DUCHATEAU, 2016).

Duas das maneiras não invasivas de se estimar a fadiga muscular são a dinamometria isocinética e a EMG de superfície. Os dinamômetros isocinéticos consistem em um dispositivo efetivo para a análise da resistência muscular, pois permitem uma quantificação objetiva dos dados obtidos. Através da realização dos testes, pode-se determinar a redução do trabalho muscular, calculando-se o índice de resistência (capacidade da manutenção de um trabalho muscular ao longo do tempo) ou o índice de fadiga, que corresponde à queda do índice de resistência (SANTOS et. al. 2001).

Os eletromiógrafos por sua vez, são capazes de captar a atividade elétrica da contração muscular. O sinal por eles apresentado reflete a soma dos potenciais de ação da unidade motora que se apresentam próximas ao eletrodo quando a contração muscular é gerada (ARANTES, 2003). Quando o nível de força muscular aumenta, mais unidades motoras passam a ser recrutadas e a taxa de disparos aumenta o que pode gerar uma somação dos potenciais de ação gerando um sinal de amplitude maior (ARAÚJO et. al. 1996).

A origem da fadiga pode ser classificada como central ou periférica. A primeira, segundo Ascensão et. al. (2003), traduz-se numa falha voluntária ou involuntária na condução do impulso nervoso que provoca um aumento do número de unidades motoras ativadas e uma diminuição da frequência de disparo dos motoneurônios estando relacionada a uma redução na ativação muscular para a mesma carga de trabalho.

Já a fadiga periférica observa-se uma redução da produção de força com aumento concomitante da ativação muscular devido a uma falha ou limitação de um ou mais processos na unidade motora, ou seja, nos neurônios motores, nervos periféricos, nas ligações neuromusculares ou fibras musculares (EDWARDS, 1981).

A identificação da fadiga muscular pela análise eletromiográfica tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas e contrações dinâmicas, nas quais se evidencia este fenômeno pela diminuição da frequência mediana e aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (MASUDA et. al., 1999).

Kay et. al. (2000) utilizou um protocolo de fadiga de 100 segundos de contração isométrica (ISO), concêntrica (CON) e excêntrica (ECC) dos músculos extensores do joelho em um dinamômetro isocinético.

Masuda et. al. (1998) utilizou um protocolo no qual os participantes realizaram a extensão do joelho tanto estaticamente quanto dinamicamente até que se esgotaram. A contração estática foi uma extensão isométrica sustentada do joelho em um ângulo articular de 90° com 50% da CVM. A contração dinâmica foi uma extensão isotônica repetitiva do joelho entre os ângulos de 90° e 180° com a mesma carga de 50% de CVM na frequência de 10 vezes por minuto.

Wright, Ball e Wood (2009) avaliaram o efeito da fadiga na razão convencional (Icon/Qcon) e a relação de controle dinâmico (RCD) (lexc/Qcon), bem como a coativação dos isquiotibiais e do quadríceps durante a flexão / extensão do joelho. No protocolo de fadiga os participantes realizaram 50 repetições máximas

concêntricas de flexão e extensão de joelho. Os resultados mostram que o protocolo levou a fadiga dos músculos avaliados devido ao aumento significativo da razão I_{con}/Q_{con} e da RCD, e pelo aumento significativo na coativação dos isquiotibiais durante as ações do músculo quadríceps concêntrico após a fadiga.

Rahnama (2003) estabeleceu os efeitos do exercício que simula a taxa de trabalho de jogadores de futebol competitivos na força dos extensores e flexores do joelho de jogadores de futebol amadores. Para isso foi utilizado um protocolo de fadiga realizado em uma esteira com exercícios específicos da modalidade durante 90 minutos, com intensidades diferentes e com intervalo de 15 minutos. Os picos de torque dos extensores e flexores do joelho foram avaliados antes do protocolo, no intervalo e imediatamente após, em um dinamômetro isocinético. Os resultados mostram que houve uma redução significativa no PT para os extensores e flexores do joelho em todas as velocidades avaliadas.

3. JUSTIFICATIVA

A avaliação musculoesquelética é importante para a identificação de parâmetros mecânicos capazes de influenciar o rendimento esportivo e a qualidade de vida. A determinação de variáveis como o PT e DEM, geram valores de análise para possíveis desequilíbrios musculares que podem prejudicar o desempenho do atleta.

A identificação da relação entre a musculatura agonista/antagonista, assimetria bilateral, ENM e a influência da fadiga, são importantes não apenas para elaboração de estratégias de treinamento capazes de potencializar as capacidades e habilidades envolvidas no desempenho da modalidade, mas também para promover saúde.

Dessa forma, o presente estudo tem como justificativa fornecer informações para profissionais e pesquisadores da área para a elaboração de métodos de avaliação mais adequados para o desenvolvimento de estratégias de treino e de recuperação de possíveis lesões, tanto no âmbito esportivo quanto aos relacionados à qualidade de vida. Além disso, existem poucos estudos sobre a ENM para cargas máximas, cargas submáximas, relacionados à dominância entre membros, principalmente para o grupo das mulheres.

4. OBJETIVO

4.1 Objetivo geral

Analisar as variáveis neuromusculares em mulheres fisicamente ativas após a aplicação de um protocolo de fadiga e a dominância entre os membros inferiores.

4.2 Objetivos específicos

Comparar variáveis biomecânicas antes e imediatamente após aplicação de um protocolo de fadiga no membro dominante. As variáveis analisadas foram:

- Eficiência neuromuscular;
- Desvio padrão da CIVM;
- Coeficiente de variação da CIVM;

Comparar variáveis biomecânicas do membro dominante com o membro não dominante. As variáveis analisadas foram:

- Pico de torque isométrico dos extensores de joelho;
- Pico de torque isocinético dos extensores e flexores de joelho;
- Razão convencional;
- *Delay* eletromecânico;
- Eficiência neuromuscular.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Amostra

Participaram do estudo 20 mulheres ativas com idades entre 18 e 35 anos. Esse trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa. As participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Os dados foram coletados no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista – Rio Claro/SP.

Como critérios de inclusão, as participantes deveriam praticar atividades físicas há pelo menos 6 meses com uma frequência mínima de 3 vezes por semana.

Como critérios de exclusão, foram excluídas aquelas que apresentaram dor e lesões nos últimos seis meses, cirurgia e limitações de joelho.

5.2 Instrumentos

- a) **Estadiômetro e Balança:** Para caracterização da amostra foi utilizado um estadiômetro para medição da altura das voluntárias (cm), resolução de 0,1 cm acoplado a uma balança analógica WELMY® R-110 para a medição da massa (kg) das voluntárias, com precisão de 0,1 kg.
- b) **Dinamômetro isocinético:** Foi utilizado um dinamômetro System 4 PRO (Biodex®). Para a avaliação de CIVM (CIVM) e torque isocinético de extensão de joelho, foi utilizado os acessórios do equipamento para avaliação de joelho. A participante foi posicionada sentada na cadeira do dinamômetro, com a perna fixada pelo tornozelo. A região distal da coxa e o tronco foram fixados e estabilizados por meio de cintos de velcro no sentido de prevenir movimentos acessórios. O eixo de rotação do joelho (parte lateral do côndilo femoral) foi alinhado com o braço de alavanca do dinamômetro. Após o posicionamento da participante, foram registradas as medidas referentes: a) altura da cadeira; b) encosto; c) posição da cadeira; d) altura do braço de alavanca; e) posição do dinamômetro, com o intuito de padronizar a posição de teste de cada participante individualmente.



Figura 2 – Dinamômetro utilizado para as avaliações

c) Eletromiógrafo: Foi utilizado para a coleta dos dados um eletromiógrafo Noraxon $\square$ *myoSURE wireless*, com um módulo de aquisição de sinais biológicos de 16 canais, com uma frequência de 1500 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento). Os sinais foram captados por eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec $\square$), em configuração bipolar, com área de captação de 1 cm e distância entre eletrodos de 2 cm, de acordo com o SENIAM (HERMENS et al., 1999). Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos reto femoral (RF), vasto Lateral (VL) e Vasto medial (VM), também de acordo com as normas do SENIAM (HERMENS et al., 1999).

5.3 Desenho Experimental

Para alcançar os objetivos propostos, foram executados dois experimentos:

1. Influência nas variáveis biomecânicas após aplicação de um protocolo de fadiga no membro dominante;
2. Comparação das variáveis biomecânicas entre o membro dominante e não dominante.

Influência nas variáveis biomecânicas após aplicação de um protocolo de fadiga no membro dominante

As participantes visitaram o laboratório e realizaram avaliações de caracterização da amostra (idade, massa e estatura). Depois o membro dominante foi considerado o membro que a participante escolheu para realizar os seguintes movimentos: chutar uma bola com intensidade moderada e precisão; subir um degrau de 20 cm; recuperação do equilíbrio, após perturbação realizada pelo avaliador. Este desequilíbrio ocorrerá pela ação do observador sobre o voluntário por meio de uma força aplicada no ponto médio entre as escápulas o suficiente para exigir que o mesmo dê um passo. A perna que a participante usar para recuperar o equilíbrio, foi considerada a perna dominante (HOFFMAN et al., 1998). Após esses procedimentos, foi realizada a tricotomia e assepsia da pele para assim posicionar os eletrodos sobre os músculos selecionados do membro inferior dominante. Antes da primeira avaliação foi realizado um aquecimento de 5 minutos no cicloergômetro.

Em seguida, a participante foi posicionada no dinamômetro isocinético para a realização da avaliação. A participante realizou uma avaliação antes e imediatamente após um protocolo de fadiga. A avaliação foi composta pelos seguintes testes:

- Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM);
- Teste de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80% da CIVM).

Para o protocolo de fadiga, a participante foi posicionada no mesmo equipamento e na mesma posição dos testes. O protocolo consistiu na realização de contrações isométricas máximas a 70° de extensão do joelho durante 5 minutos,

divididos em 3 segundos de contração e 2 segundos de descanso, totalizando 60 contrações conforme o teste de *all-out* proposto por Burnley (2009).

Comparação das variáveis biomecânicas entre o membro dominante e não dominante.

As participantes visitaram o laboratório em duas ocasiões entre o período de duas semanas, com sessões separadas de 24 horas no mínimo. Em cada visita a participante realizou a avaliação de um dos membros (dominante ou não dominante). A definição do membro dominante e os procedimentos de colocação de eletrodos e aquecimento são os mesmos descritos anteriormente.

Em seguida, a participante foi posicionada no dinamômetro isocinético para a realização da avaliação que será composta pelos seguintes testes:

- Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM);
- Teste de Contração Isocinética;
- Teste de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80% da CIVM).

No segundo dia, foram seguidos os mesmos procedimentos e testes para o membro ainda não avaliado.

5.4 Descrição dos testes

Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima: Foi feito aquecimento e familiarização por meio de três repetições, sem resistência imposta pelo aparelho, desempenhadas no arco de movimento articular completo da participante. A CIVM foi conduzida após três minutos de intervalo do aquecimento, foram feitas três tentativas com intervalo de 30 segundos. O maior torque instantâneo encontrado foi considerado 100% da CIVM. Cada contração isométrica teve duração de cinco segundos (GODINHO et. al. 2014). Os testes foram realizados em um ângulo 70° de extensão de joelho e foram realizados em conjunto com a EMG. Durante o teste foi instruído a participante que a mesma, após o comando de voz do avaliador,

realizasse a contração “o mais rápido e o mais forte possível”, além de ser dado estímulo verbal.

Teste isocinético: foram realizadas cinco repetições máximas, no modo concêntrico/concêntrico na velocidade de $60^{\circ}/s$ (DAUTY et al., 2007). A amplitude de movimento foi de 50° ($80^{\circ} - 30^{\circ}$). Os testes de contração isocinética também foram realizados em conjunto com a EMG.

Teste de Controle de força: O maior torque instantâneo encontrado foi considerado 100% da CIVM. A partir da máxima, as voluntárias realizaram três contrações isométricas submáximas de 15 segundos de duração em cada carga (com esforço subjetivo de 20%, 40%, 60%, 80% da força máxima) em 70° de extensão do joelho, com intervalo de um minuto entre elas. Os testes de contração isométrica submáxima foram realizados em conjunto com a EMG e a ordem de execução das contrações foi randomizada para cada voluntária.

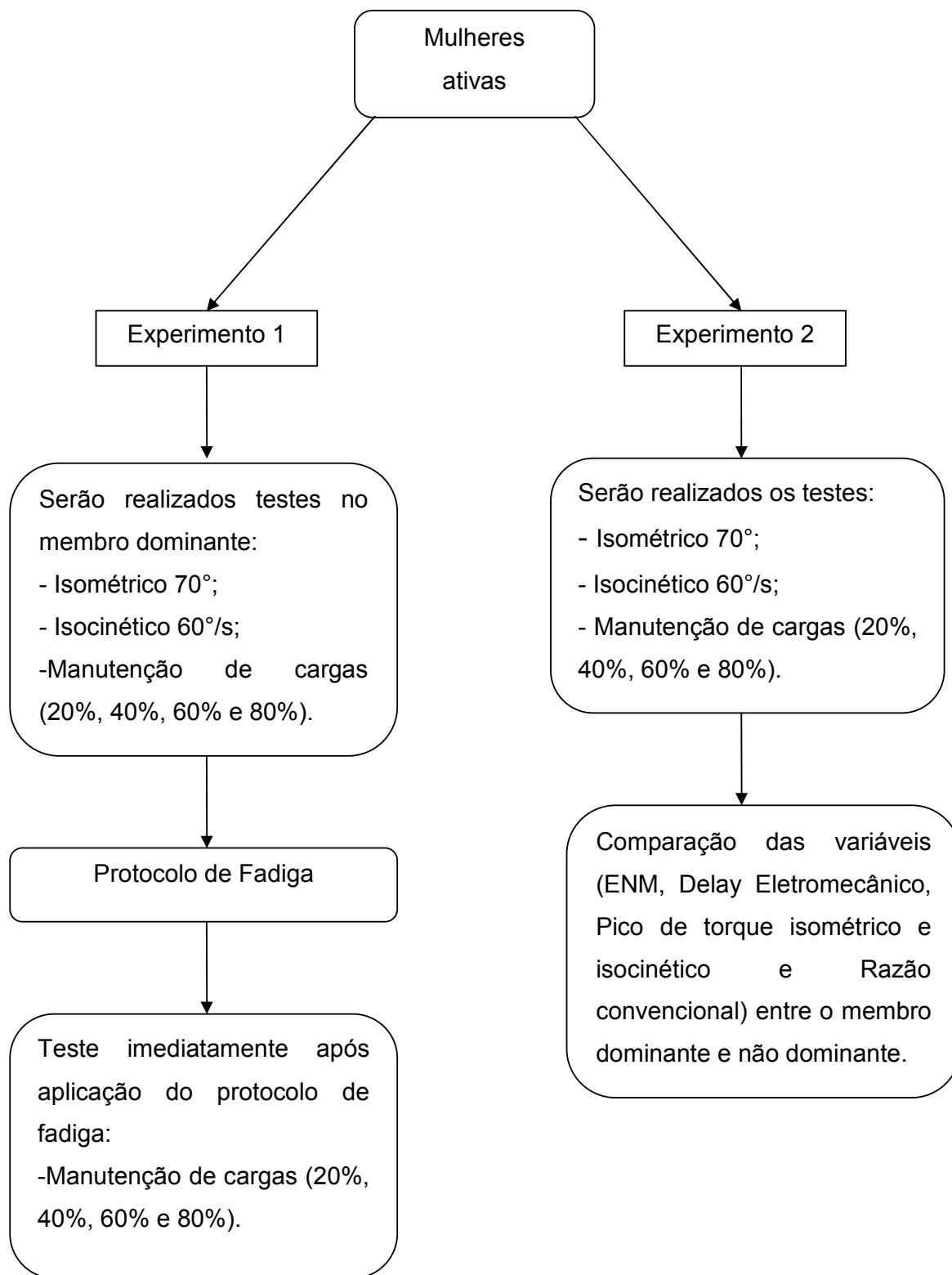


Figura 3 – Fluxograma dos procedimentos de coleta de dados.

5.5 Tratamento de dados

Os valores instantâneos de torque isométrico máximo e submáximos mensurados pelo dinamômetro foram coletados pelo *software Myoresearch*, Versão 1.07 (Noraxon®) a 1500Hz e foram analisados por rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab 2010. Estes foram filtrados com um filtro *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 15Hz. Para as variáveis EMG, o sinal foi filtrado com o uso de filtro passa alta 20 Hz e filtro passa baixa de 500 Hz. Em seguida, a análise do sinal EMG foi realizada no domínio do tempo, por meio do valor de *Root Mean Square* (RMS). A partir das coletas dos dados eletromiográficos, teremos os valores de RMS no PT isométrico, obtido pela média dos pontos de RMS em uma janela de 100 milissegundos no momento do PT de cada contração. A partir das coletas dos dados submáximos, os valores de RMS foram normalizados pelo RMS obtido no teste de CIVM.

Com os dados de torque das contrações isométricas máximas e das contrações isocinéticas dos experimentos 1 e 2, foram obtidos o PT isométrico de extensão de joelho e isocinético concêntrico/concêntrico na velocidade de 60°/s. Os picos de torque isométrico e isocinético foram considerados como sendo o maior valor encontrado entre as contrações realizadas.

Especificamente para os dados de torque das contrações isométricas máximas do experimento 2 foi obtido o DEM que foi calculado durante a CIVM, tomando a diferença horária entre o início do EMG e o início do torque. (LIBARDI et. al. 2014).

Para os dados de torque isocinético do experimento 2 foi obtido também à razão convencional, obtida pela divisão do PT concêntrico dos flexores pelo PT concêntrico dos extensores de joelho.

Os dados de controle de força obtidos nos experimentos 1 e 2 foram calculados com os valores referentes aos 10 segundos centrais de coleta dos testes de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80% da CIVM). Com estes valores foi obtido o desvio padrão do torque e o coeficiente de variação do torque (KRISHNAN, 2001). A ENM também foi calculada com os valores obtidos nos testes de manutenção de cargas, sendo determinada pela divisão do PT submáximo pela soma da RMS dos músculos RF, VL e VM durante o esforço de manutenção de cargas. (DESCHENES et. al., 2002).

5.6 Análise estatística

Inicialmente foram realizados testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e de homocedasticidade (Levene) a fim de verificar o atendimento dos pressupostos para testes paramétricos. Foi utilizado no experimento 1 o teste ANOVA two way (tempos [pré vs pós] x cargas [20% vs 40% vs 60% vs 80%]) de medidas repetidas para o fator tempo com Post-Hoc de Bonferroni, a fim de verificar o efeito da aplicação de um protocolo de fadiga nas variáveis da ENM, DP e CV, em diferentes cargas. Utilizou-se para o experimento 2 o teste ANOVA two way (dominância [membro dominante vs membro não dominante] x cargas [20% vs 40% vs 60% vs 80%]) medidas não repetidas, a fim de verificar o comportamento da ENM, comparando o membro dominante e não dominante, nas diferentes cargas. O mesmo teste foi realizado para verificar o DEM (dominância [membro dominante vs membro não dominante] x músculo [reto femoral vs vasto lateral vs vasto medial]). Utilizou-se também no experimento 2 o teste *t de Student* para amostras independentes, a fim de verificar a dominância sobre as variáveis de PT isométrico, PT isocinético e razão convencional.

Para todas as variáveis foram adotados o nível de significância de $\alpha < 0.05$. Todas as análises foram realizadas no pacote estatístico IBM SPSS Statistics, versão 18 (IBM Corp. in Armonk, NY, USA).

6. RESULTADOS

Os dados antropométricos, das participantes estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Dados antropométricos das participantes

Participantes	Idade	Massa	Estatura
n = 20	29 ± 4,69	61,21 ± 7,77	1,65 ± 0,06

Idade (anos); Massa (Quilogramas); Estatura (metros).

6.1 Influência nas variáveis biomecânicas após aplicação de um protocolo de fadiga no membro dominante.

A média e desvio padrão do PT isométrico foi de $194,8 \pm 34,48$.

A tabela 2 demonstra os dados da ENM na avaliação de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80%) da CIVM pré e pós protocolo de fadiga para o membro dominante. Foram encontradas diferenças significativas entre as cargas de 20% e 80% da CIVM ($p=0,006$) e entre as cargas de 40% e 80% das CIVM ($p=0,003$). Foram encontradas também diferenças significativas entre as condições pré e pós protocolo de fadiga ($p=0,00$).

Tabela 2 - Valores da Eficiência neuromuscular pré e pós protocolo de fadiga em 20%, 40%, 60% e 80% da CIVM.

Variáveis	Pré	Pós
ENM 20% CIVM (N.m/%)	346,46 ± 148,53* [#]	300,39 ± 118,75 [#]
ENM 40% CIVM (N.m/%)	361,94 ± 131,78* [#]	303,13 ± 123,72 [#]
ENM 60% CIVM (N.m/%)	309,70 ± 108,87*	255,40 ± 105,30
ENM 80% CIVM (N.m/%)	257,84 ± 75,28*	201,17 ± 55,32

PRÉ: teste pré protocolo de fadiga; PÓS: teste pós protocolo de fadiga; ENM: Eficiência neuromuscular; CIVM: contração isométrica voluntária máxima.

* Diferença significativa entre a condição Pós fadiga.

[#] Diferença significativa entre 80% CIVM.

A tabela 3 demonstra os dados do desvio padrão na avaliação de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80%) da CIVM pré e pós protocolo de fadiga para o membro dominante. Foram encontradas diferenças significativas entre as cargas de 20% e 80% da CIVM ($p=0,03$) e as cargas de 40% e 80% das CIVM ($p=0,028$). Não foram encontradas diferenças significativas entre as condições pré e pós protocolo de fadiga.

Tabela 3 - Valores do desvio padrão pré e pós protocolo de fadiga em 20%, 40%, 60% e 80% da CIVM.

Variáveis	Pré	Pós
DP de torque 20% CIVM	10,06 ± 12,94 [#]	6,69 ± 6,61 [#]
DP de torque 40% CIVM	18,52 ± 23,79 [#]	12,11 ± 10,61 [#]
DP de torque 60% CIVM	23,88 ± 26,44	14,61 ± 13,84
DP de torque 80% CIVM	39,23 ± 70,99	29,97 ± 36,46

PRÉ: teste pré protocolo de fadiga; PÓS: teste pós protocolo de fadiga; DP: desvio padrão; CIVM: contração isométrica voluntária máxima.

[#] Diferença significativa entre 80% CIVM.

A tabela 4 demonstra os dados do coeficiente de variação na avaliação de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80%) da CIVM pré e pós protocolo de fadiga para o membro dominante. Foram encontradas diferenças significativas entre as condições pré e pós protocolo de fadiga ($p=0,014$). Porém não foram encontradas diferenças significativas entre as cargas.

Tabela 4 - Valores do coeficiente de variação pré e pós protocolo de fadiga em 20%, 40%, 60% e 80% da CIVM.

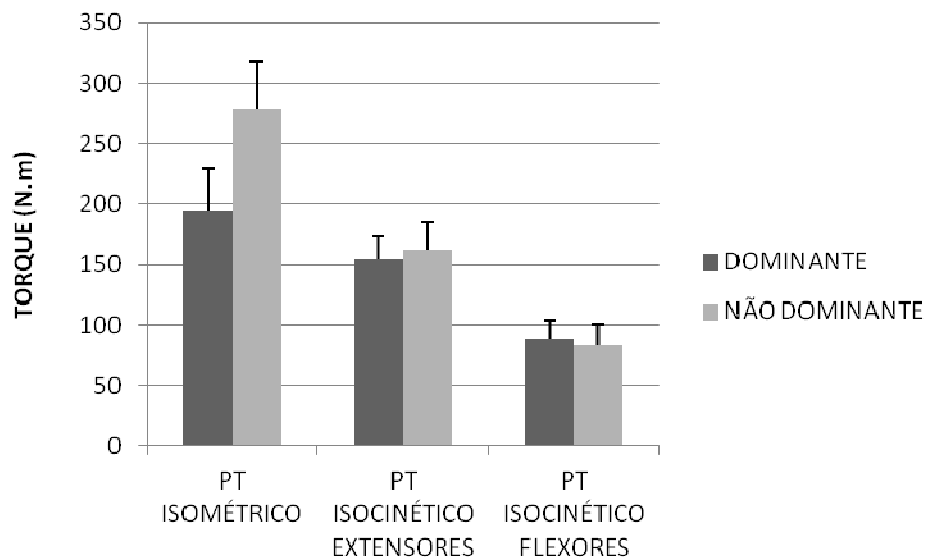
Variáveis	Pré	Pós
CV de torque 20% CIVM	27% $\pm$ 35%*	18% $\pm$ 17%
CV de torque 40% CIVM	24% $\pm$ 29%*	16% $\pm$ 14%
CV de torque 60% CIVM	21% $\pm$ 22%*	13% $\pm$ 12%
CV de torque 80% CIVM	24% $\pm$ 38%*	20% $\pm$ 24%

PRÉ: teste pré protocolo de fadiga; PÓS: teste pós protocolo de fadiga; CV: coeficiente de variação de torque; CIVM: contração isométrica voluntária máxima.

* Diferença significativa entre a condição Pós fadiga.

6.2 Comparação das variáveis biomecânicas entre o membro dominante e não dominante.

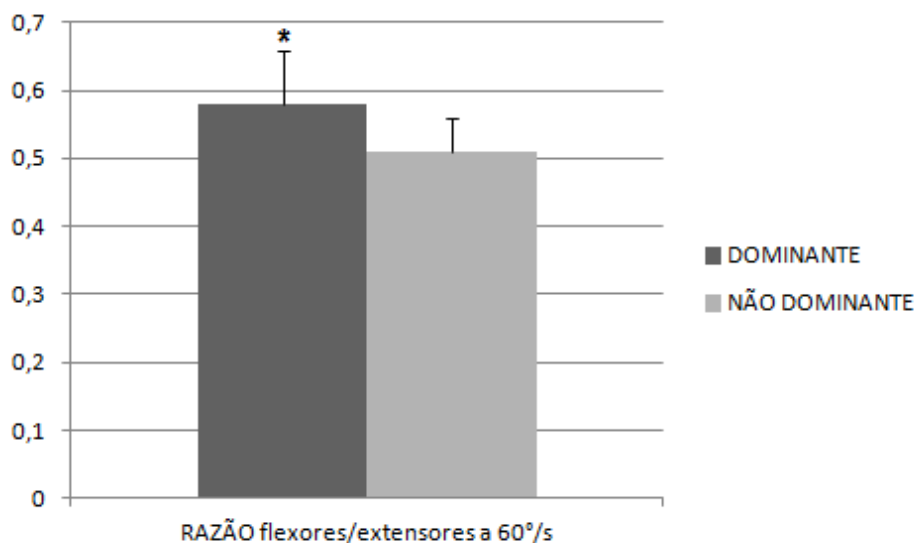
A figura 4 apresenta os valores de torque isométrico e isocinético das participantes do membro dominante e não dominante. Não houve diferença significativa entre o membro dominante e não dominante para o pico isométrico e isocinético das participantes.



PT: pico de torque

Figura 4 - Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico e isocinético do membro dominante e não dominante.

A figura 5 apresenta os valores da razão obtida por meio de avaliações isocinéticas. Foram encontradas diferenças significativas ($p=0,008$) entre o membro dominante e não dominante das participantes.



Diferença significativa do membro dominante ($p^*<0,05$)

Figura 5 - Valores médios e desvio padrão da razão do membro dominante e não dominante.

A tabela 5 apresenta os dados do DEM do membro dominante e não dominante. Não foram encontradas diferenças significativas entre o membro dominante e não dominante e também para os músculos envolvidos.

Tabela 5 - Valores do *Delay* eletromecânico do membro dominante e não dominante.

Variáveis	Músculo	Dominante	Não Dominante
Delay eletromecânico (µs)	Reto femoral	0,048 ± 0,046	0,035 ± 0,030
Delay eletromecânico (µs)	Vasto medial	0,038 ± 0,061	0,026 ± 0,018
Delay eletromecânico (µs)	Vasto Lateral	0,037 ± 0,056	0,039 ± 0,028

µs: *microsegundos*

A tabela 6 apresenta dados da ENM na avaliação de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80%) da CIVM do membro dominante e não dominante. Não foram encontradas diferenças significativas entre os membros. Porém foram encontradas diferenças significativas entre as cargas de 20% e 80% da CIVM ($p=0,06$) e as cargas de 40% e 80% das CIVM ($p=0,01$).

Tabela 6 - Valores da eficiência neuromuscular do membro dominante e não dominante.

Variáveis	Dominante	Não Dominante
ENM 20% CIVM (N.m/%)	346,46 ± 148,53 [#]	340,31 ± 108,62 [#]
ENM 40% CIVM (N.m/%)	361,94 ± 131,78 [#]	344,68 ± 102,28 [#]
ENM 60% CIVM (N.m/%)	309,70 ± 108,87	318,82 ± 62,78
ENM 80% CIVM (N.m/%)	257,84 ± 75,28	270,53 ± 70,33

ENM: eficiência neuromuscular; CIVM: contração isométrica voluntária máxima.

[#] Diferença significativa entre 80% CIVM.

7. DISCUSSÃO

Influência nas variáveis biomecânicas após aplicação de um protocolo de fadiga no membro dominante.

A fadiga muscular pode produzir diversas alterações no comportamento neuromuscular e pode ser definida como uma incapacidade na manutenção ou repetição de uma determinada força pela contração muscular (KREMER E SILVA, 2004). O presente estudo teve como objetivo principal comparar o efeito da aplicação de um protocolo de fadiga sobre as variáveis biomecânicas para diferentes cargas em mulheres ativas.

Em relação aos resultados encontrados para a ENM na avaliação de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80%) da CIVM pré e pós protocolo de fadiga, foram encontradas diferenças significativas entre as cargas de 20% e 80% e também para 40% e 80%, sendo que para cargas menores a média da ENM foi maior.

No estudo realizado por Moraes et. al. (2003), apesar de não avaliar a ENM de forma direta, encontrou em sua pesquisa uma relação entre o aumento da carga e o aumento do RMS do músculo reto femoral durante a flexão/extensão de joelho em uma mesa extensora, concluindo que conforme as cargas foram aumentadas ocorreu um aumento do valor expresso em RMS.

Esta diferença encontrada em nosso estudo pode ser em função do aumento da atividade eletromiográfica dos músculos avaliados, aumentando assim o RMS e diminuindo, consequente, a ENM. Segundo Simão, Castro e Lemos (2001) a ativação das unidades motoras baseia-se nas necessidades de produção de força da atividade. Quanto mais unidades motoras num músculo são estimuladas, maior a quantidade de força desenvolvida. Ou seja, quando é necessária uma pequena força, apenas algumas unidades motoras são estimuladas para agirem, se a força realizada for a máxima produzida pelo músculo, todas as unidades motoras serão ativadas. Porém, esta relação entre carga e ativação mostra-se não linear, razão pela qual a ENM diminui com o aumento da carga.

Em relação aos dados sobre ENM pré e pós protocolo de fadiga, foram encontradas diferenças significativas, sendo que a ENM apresentou maiores resultados no período pré, comparado ao pós protocolo. Também não foram encontrados dados na literatura referentes ao efeito da fadiga sobre a ENM em

membros inferiores. Porém, o estudo realizado por Julienne, Gauthier e Davenne (2012) comparou se há diferenças nas respostas isocinéticas e eletromiográficas entre os músculos rotadores internos do ombro nos lados dominante e não dominante de tenistas durante a realização de um protocolo de fadiga isocinética. Os resultados sobre a ENM mostraram que houve uma redução significativa pós protocolo de fadiga, porém não foram encontradas diferenças entre os membros.

Segundo Arabadzhiev et. al. (2010) o aumento progressivo da atividade elétrica, durante a contração isométrica contínua de uma determinada força submáxima é devido ao recrutamento de unidades motoras adicionais necessárias para compensar a diminuição da força de contração que ocorre nas fibras musculares fatigadas.

Além disso, a fadiga muscular pode ocorrer como resultado da falha de qualquer um dos processos envolvidos na contração muscular (SILVA et al., 2006), como na redução do número de unidades motoras ativas, assim tem-se uma diminuição na frequência de disparo dos neurônios motores em nível cortical (ZAJAC et al., 2015), e também relacionada a desordens de um ou mais processos na unidade motora, tais como: liberação e reabsorção de compostos orgânicos que auxiliam diretamente a contração muscular, na disfunção dos potenciais elétricos na fibra muscular; na liberação e reabsorção de cálcio no interior das células musculares; ou em acúmulos metabólicos (por exemplo o ácido láctico) e depleção de glicogênio muscular durante o processo e contração (KLEITON; CHAVES, 2012).

Assim, como a ENM está diretamente relacionada com a eficácia da ativação das unidades motoras, ela pode ser afetada por esses diversos fatores após aplicação de um protocolo de fadiga.

Já para os dados obtidos sobre o desvio padrão da CIVM foram encontradas diferenças significativas entre as cargas de 20% e 80% e também para 40% e 80%, sendo que para cargas menores a média da o desvio padrão foi menor. Além disso, não foram encontradas diferenças significativas entre o desvio pré e pós protocolo de fadiga.

Quanto ao coeficiente de variação não foram encontradas diferenças significativas entre as cargas. Porém, foram encontradas diferenças significativas entre o pré e pós protocolo de fadiga, sendo que o pós apresentou valores menores quando comparados ao pré.

O mesmo não foi encontrado no estudo de Singh et. al. (2010) que avaliou a capacidade de 16 participantes de reproduzir torques alvo extensores de joelho fixados em 15% e 20% de sua contração isométrica voluntária máxima, ambos antes e depois de exercícios fatigantes. A média normalizada e o pico do erro absoluto foram usados para quantificar a precisão, enquanto o desvio padrão normalizado do erro absoluto foi usado para quantificar a estabilidade dos ensaios de torque no domínio do tempo. Os autores encontraram um aumento significativo após a fadiga (maior que 42%) na precisão e na estabilidade do torque.

O sistema sensório-motor é responsável por transportar e integrar as informações sensoriais e motoras, integração central e processamento de todos os componentes envolvidos na manutenção da homeostase articular durante os movimentos do corpo (RIEMANN e LEPHART, 2002) Isso significa que ele fornece estabilidade articular funcional durante os movimentos humanos e uma inadequada o funcionamento desse sistema pode predispor a lesões articulares (MYERS, WASSINGER E LEPHART, 2006).

A qualidade da força produzida pode ser avaliada quantificando sua precisão, como a diferença entre uma força alvo e a força real gerada, bem como a magnitude das flutuações, que podem ser consideradas uma medida de firmeza (Enoka et al. 1999).

Em seu estudo Martín-Mohr et. al. (2019) avaliou a capacidade de 51 indivíduos ativos (24 mulheres e 27 homens) de manter uma força constante a 15% da contração isométrica voluntária máxima de extensão de joelho e para quantificar o controle muscular fino, o coeficiente de variação foi calculado entre o paradigma exibido na tela e a força exercida pelo sujeito. Os melhores resultados foram para as mulheres em ambas as extremidades e pessoas com maior nível de atividade física, já que o treinamento de força melhora a estabilidade isométrica devido a melhorias no controle sensório-motor, o que explicaria o melhor resultado em indivíduos treinados.

Apesar de a metodologia empregada não permitir a mensuração direta, supõe-se que o fato do desvio padrão e do coeficiente de variação não tenha piorado após a fadiga pode ser devido ao efeito aprendido causado pela realização do protocolo de fadiga escolhido, no qual foi realizado no mesmo ângulo e tipo de contração isométrica dos testes de manutenção de força.

Comparação das variáveis biomecânicas entre o membro dominante e não dominante.

A avaliação isocinética tem sido utilizada por permitir identificar déficits de força muscular bilateral e entre diferentes musculaturas agonistas e antagonistas (CARVALHO E CABRI, 2007). Os resultados da avaliação isocinética permitem identificar atletas que possam estar mais susceptíveis à ocorrência de lesões, por possíveis desequilíbrios musculares, que podem produzir elevados níveis de stress nos tecidos, permitindo uma especificação nos treinos e condutas no que diz respeito à prevenção (CROISIER, et. al., 2008). O presente estudo teve como objetivo comparar as variáveis biomecânicas do membro dominante e não dominante em mulheres ativas.

Para as variáveis do PT isométrico, isocinético dos extensores e flexores, não foram encontradas diferenças significativas entre os membros, demonstrando que não há diferenças bilaterais para as participantes. Esses dados estão de acordo com o estudo de Bulhões et. al. (2007) que ao avaliarem jogadores profissionais de futebol e não encontraram diferenças significativas entre o PT isocinético concêntrico e excêntrico dos membros dominante e não dominante. O mesmo foi encontrado no estudo de Wyatt e Edwards (1981) ao avaliar 100 participantes, sendo 50 mulheres que não apresentaram diferenças significativas entre o membro dominante e não dominante, em relação aos músculos quadríceps e isquiotibiais e em qualquer velocidade de avaliação isocinética (60°/s, 180°/s e 300°/s).

O fato de não ser encontrada diferença estatisticamente significativa ao comparar os lados, no PT extensor e flexor, na velocidade de 60°/s, mostra que há equilíbrio muscular entre os membros dominante e não dominante em relação à capacidade de gerar força muscular (TERRERI; GREVE; AMTUZZI, 2001). Esse equilíbrio entre os membros pode ser decorrente das características das participantes avaliadas, pois essas estão envolvidas em atividades que, teoricamente, exigem os mesmos gestos motores de ambos os lados, ou ainda em suas praticas o lado não dominante participa de forma efetiva do cotidiano esportivo, diminuindo assim as assimetrias bilaterais.

Em relação à razão convencional avaliada a partir dos testes isocinéticos foram encontradas diferenças significativas entre os membros, sendo que o dominante apresentou valores maiores quando comparados ao não dominante.

Em seu estudo Junior et. al. (2007) não encontrou diferenças significativas entre o membro dominante e não dominante em mulheres futebolistas na avaliação isocinética a 60°/s, porém essa diferença foi encontrada em uma velocidade maior de 180°/s ($p=0,037$), sendo que essa razão apresentou-se maior para o lado dominante o que ocorreu por características do esporte, por uma maior atividade da musculatura dominante especialmente no momento do chute (TERRERI; GREVE; AMATUZI, 2001).

Nossos resultados demonstraram diferença na razão na força muscular entre quadríceps e isquiotibiais em ambos os membros, estando abaixo dos níveis referidos na literatura (0,6), apresentando assim possíveis desequilíbrios entre as musculaturas aumentam o potencial de ocorrências de lesão.

No meio esportivo ao analisarmos o movimento com um todo nota-se que naturalmente existe uma diferença de forças entre as musculaturas agonistas e antagonistas de todas as articulações do corpo (Hernandez et al., 1992). No complexo articular do joelho a relação de torque isquiotibiais e quadríceps podem evidenciar o desequilíbrio muscular, dessa forma esse desequilíbrio pode gerar fatores intrínsecos para lesão. (Noronha, 2006).

Os dados relacionados ao DEM não apresentaram diferenças significativas entre os membros e também entre os músculos avaliados. No estudo de Szpala et. al. (2015) também foi encontrada simetria entre os membros e entre os músculos avaliados (reto femoral, vasto lateral, vasto medial e bíceps femoral) com exceção do vasto lateral, para o DEM em um grupo 9 mulheres e 10 homens. O estudo de Cowan et. al. (2001) também não encontrou diferença significativa no início da atividade EMG entre os músculos vasto lateral e medial no grupo controle avaliado. Porém, foram encontradas diferenças para o grupo com síndrome da dor patelar, com o início da EMG no vasto lateral antes do medial.

O recrutamento coincidente do VMO e VL na população assintomática concorda com a opinião de que o início da atividade dos vastos musculares é relativamente equilibrado em pessoas sem histórico de dor patelo-femoral. Embora o VMO e a VL possam ter ações antagônicas para o controle mediolateral da patela, em última análise, o recrutamento do VMO e da VL deve ser adequadamente programado para a função biomecânica eficiente do joelho, de modo que eles possam agir sinergicamente entre si e com o restante, o quadríceps, em qualquer tarefa funcional (GRELSAMER; MCCONNELL, 1988)

Em relação aos dados da ENM na avaliação de manutenção de cargas (20%, 40%, 60% e 80%) da CIVM entre o membro dominante e não dominante, foram encontradas diferenças significativas entre as cargas de 20% e 80% e também para 40% e 80%, sendo que para cargas menores a média da ENM foi maior. Não foram encontrados na literatura estudos que comparassem especificamente a ENM em diferentes cargas para os membros inferiores. Fukuda et. al. (2010) avaliou 24 mulheres praticantes de atividade física regularmente a fim de verificar o valor do RMS dos músculos reto femoral, vasto medial, lateral, bíceps femoral, semitendinoso e bíceps braquial, foram medidos durante a contração isométrica a cada 10 segundos com cargas de 2, 4, 6 e 8 kg, encontrando em seu estudo uma relação linear entre o valor do RMS em função do aumento da carga imposta.

Já em a comparação entre membros, não foram encontradas diferenças significativas entre o dominante e não dominante. Não há também estudos feitos sobre a ENM e dominância entre os membros inferiores. Em seu estudo, Carpes et. al. (2010) também não encontrou diferenças significativas entre os membros inferiores ao avaliar os para os músculos vasto lateral, bíceps femoral e gastrocnêmio (cabeça medial) durante o ciclismo de uma perna com a perna preferida e não preferida.

O fato de não ser encontrada diferença estatisticamente significativa ao comparar a ENM entre os membros pode ser devido ao equilíbrio entre os membros, verificado nos testes isométricos e isocinéticos, onde não foram encontradas diferenças. Além disso, os valores de RMS para as diferentes cargas foram próximas quando comparado o membro dominante com o não dominante.

8. CONCLUSÃO

O presente estudo conclui que a fadiga diminui a ENM após protocolo de fadiga, trazendo prejuízos durante a prática esportiva, e que essa variável é influenciada com a utilização de diferentes cargas de avaliação. O desvio padrão da CIVM é influenciado também pelas diferentes cargas. Apesar da fadiga, o desvio padrão e coeficiente de variação da CIVM não pioraram após a fadiga, devido à aprendizagem da tarefa.

Pode-se concluir também que a dominância entre os membros não influencia no PT isométrico, PT isocinético de flexores e extensores de joelho, no DEM e na ENM, demonstrando que as participantes apresentam simetria bilateral.

Por fim, o estudo conclui que as participantes apresentam desequilíbrios musculares na relação entre isquiotibiais e quadríceps e apresentam valores inferiores aos referidos na literatura, aumentando os riscos de lesões durante a prática desportiva.

9. REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol.*, v. 13, p. 13181326, Feb 2002.

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; MAGNUSSON, S. P.; LARSSON, B.; DYHRE-POULSEN, P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *American Journal of Sports Medicine* 26, 231-237. 1998.

ALLEN, D.; LÄNNERGRÉN, J.; WESTERBLAD, H. Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology.*, v. 80, p. 497_527, Jan 1995.

ALMEIDA, G. P. L.; CANRNEIRO, K. K. A.; MORAIS, H. C. R.; OLIVEIRA J. B. B. Efeitos da dominância unilateral dos membros inferiores na flexibilidade e no desempenho isocinético em mulheres saudáveis. *Fisioter. Mov.*, Curitiba, v. 25, n. 3, p. 551-559, jul./set. 2012

ALMEIDA, M. J. R. D.; RIBEIRO-DO-VALLE, L. E.; SACCO, I. D. C. N. Assimetria interlateral da atividade muscular dos membros inferiores no salto vertical. *Revista Brasileira de Biomecânica*, v.1, n.2, p.69-78, 2001.

AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA, P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAÚJO, R.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.3, n.2, p.41-5, 1999.

ANDERSEN, L. L.; AAGAARD, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contract rate of force development. *European Journal of Applied Physiology*. Berlin, v. 96, no. 1, p. 46 – 52, 2006.

ANGELOZZI, M.; MADAMA, M.; CORSICA, C.; CALVISI, V. PROPERZI, G.; MCCAWE, S.; CACCHIO, A. Rate of force development as an adjunctive outcome

measure for return-to-sport decision after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. v.42, n.9, Setembro 2012.

Arabadzhiev, T. I.; Dimitrov, V. G.; Dimitrova, N. A.; Dimitrov, G. V. Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of “neuromuscular efficiency” can be misleading in fatiguing contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (2010) 223–232

ARAGÃO, F. A.; SCHÄFER, G. S.; DE ALBUQUERQUE, C. E.; VITURI, R. F.; DE AZEVEDO F. M.; BERTOLINI, G. R. F. Neuromuscular efficiency of the vastus lateralis and biceps femoris muscles in individuals with anterior cruciate ligament injuries. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.50, p.180-185, Março- Abril 2015.

ARANTES, A. A. I. Correlação entre pico de torque e parâmetros eletromiográficos na fadiga muscular em dinamometria isocinética. São José dos Campos: Uni Vap, 2003.

ARAÚJO, R. C. Estudo sobre a variabilidade do sinal eletromiográfico intra e inter indivíduos durante a contração isométrica. VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1996.

ASCENSÃO, A.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA, J.; DUARTE, J.; SOARES, J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. v.3, n.1, p. 108-23, 2003.

BATISITA, J. S.; MARTINS, A. D.; WIBELINGER L. M. Avaliação da força muscular (torque muscular) de flexores e extensores de joelho de indivíduos jovens. *Educación Física y Deportes, Revista Digital*. Buenos Aires, 2012.

BLACKBURN, J. T.; BELL, D. R.; NORCROSS, M. F.; HUDSON, J. D.; ENGSTROM, L. A. Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *Journal of electromyography and kinesiology*. Vol. 19. Num. 5. 2009. p.362-369.

BLACKBURN, J. T.; BELL, D. R.; NORCROSS, M. F.; HUDSON, J. D.; ENGSTROM, L. A. Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males

and females and the influence of musculotendinous stiffness. Journal of electromyography and kinesiology. Vol. 19. Num. 5. 2009. p.362-369.

BRYANT, A. L., PUA, Y. H. E., CLARK, R. A. Morphology of knee extension torque-time curves following anterior cruciate ligament injury and reconstruction. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.91, n.6, jun, p.1424-31. 2009.

BUCHANAN, T. S.; LOYD, D. G.; MANAL, K.; BESIER, T. F. Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. Journal of applied biomechanics, NIH Public Access, v. 20, n. 4, p. 367, 2004.

BULHÕES, J. R. S.; SIMÃO, A. P.; PINTO, K. N. Z.; NAVEGA, M. T.; ROSA, S. M. G. M. Isocinetic evaluation of the functional performance of quadriceps and ischiotibial muscles in professional soccer players. Fisioterapia Brasil - Volume 8 - Número 1 - janeiro/fevereiro de 2007

BURNLEY M. Estimation of critical torque using intermittent isometric maximal voluntary contractions of the quadriceps in humans. Journal of Applied Physiology., Washington, v. 106, p. 975–983, 2009.

BUTTON, D. C.; BRADBURY-SQUIRE, D.; NOFTALL, J.; SULLIVAN, K.; BEHM, D. G.; POWER, K. Roller-Massager Application to the Quadriceps and Knee-Joint Range of Motion and Neuromuscular Efficiency During a Lunge.

CARPES, F. P.; DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; STEFANYSHYN, D.; FARIA, I. E.; MOTA, C. B. Does leg preference affect muscle activation and efficiency? Journal of Electromyography and Kinesiology 20 (2010) 1230–1236.

CARVALHAIS, V. O. C.; DOS SANTOS, T. R. T.; ARAÚJO, V. L.; LEITE, D. X.; DIAS, J. M. D.; FONSECA, S. T. Força muscular e índice de fadiga dos extensores e flexores do joelho de jogadores profissionais de futebol de acordo com o posicionamento em campo. Rev Bras Med Esporte – Vol. 19, No 6 – Nov/Dez, 2013.

CARVALHO, P.; CABRI, J. Avaliação isocinética da força dos músculos da coxa em futebolistas. Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto. Julho 2007 | Vol. 1 | Nº 2 |.

CASTRO, D.M. de; VIEIRA, L.C.R.J. Joelho. Revisão de aspectos pertinentes à fisioterapia. Revista Digital. Buenos Aires, v.17, n.175, 2012.

CHANDLER, T. J.; BROWN, L. E. Treinamento de Força para o Desempenho Humano. 1st. Artmed, 2009.

CHAVES, S. F.; MARQUES, N. P.; SILVA, R. L.; REBOUÇAS, N. S.; FREITAS, L. M.; LIMA, P. O. DE P.; OLIVEIRA, R. R. Neuromuscular efficiency of the vastus medialis obliquus and postural balance in professional soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. Muscles, Ligaments and Tendons Journal, 2012.

CONCHOLA, E. C.; THOMPSON, B. J.; SMITH, D. B. Effects of neuromuscular fatigue on the electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young and old men. Eur J Appl Physiol, v. 113, n. 9, p. 2391- 9, Setembro. 2013.

CORREA, C. S.; SILVA, B. G. C.; ALBERTON, C. L.; WILHELM, E. N.; MORAES, A. C.; LIMA, C. S.; PINTO, R. S. Análise da força isométrica máxima e do sinal de EMG em exercícios para membros inferiores. Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum 2011, 13(6):429-435

CORVINO, R. B.; CAPUTO, F.; DE OLIVEIRA, A. C.; GRECO, C. C.; DENADAI, B. S. Taxa de Desenvolvimento de Força em Diferentes Velocidades de Contrações Musculares Rev Bras Med Esporte – Vol. 15, No 6 – Nov/Dez, 2009

CORVINO, R. B.; CAPUTO, F.; OLIVEIRA, A. C.; GRECO, C. C.; DENADAI, B. S. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. Rev Bras Med Esporte – Vol. 15, No 6 – Nov/Dez, 2009.

COWAN, S. M.; BENNELL, K. L.; HODGES, P. W.; CROSSLEY, K. M.; MCCONNELL, J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil. 2001 Feb;82(2):183-9.

CROISIER, J., GANTEAUME, S., BINET, J., GENTY, M., & FERRET, J. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players a prospective study. The American journal of sports medicine, 2008.

DAUTY, M. et al. Identification of mechanical consequences of jumper's knee by isokinetic concentric torque measurement in elite basketball players. *Isokinetics and Exercise Science*, v. 15, n. 1, p. 37-41, 2007.

DAVIS, M.; BAILEY, S. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Med Sci Sports Exerc.*, v. 29, p. 45_57, March 1997.

DE LUCA, C. J. Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, v. 10, p. 2011, 2002.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, Champaign, v.13, p.135-63, 1997.

DE OLIVEIRA, T. P. Adaptações neuromusculares após um treinamento de caminhada em declive. 2013

DE STE CROIX, M. B. et al. ACL injury risk in elite female youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue. *Scand J Med Sci Sports*, Dec 30 2014.

DESCHENES, M. R.; GILES, J. A.; MCCOY, R. W.; VOLEK, J. S.; GOMEZ, A. L.; KRAEMER, W. J. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2002.

DESCHENES, M. R.; HOLDREN, A. N.; MCCOY, R. W. Adaptations to short-term muscle unloading in young and aged men. *Med Sci Sports Exerc*, v. 40, n. 5, p. 856-63, May 2008.

DVORAK, J.; JUNGE, A. Football injuries and physical symptoms - a review of the literature. *American Journal of Sports Medicine*, 28(5), S3-9. 2000

EDWARDS, R. H. T. Human muscle function and fatigue. Londres. Edic. Whelan. Ciba Foundation Symposium 82, p. 1-18, 1981.

ENOKA, R. M., BURNETT, R. A., GRAVES, A. E., KORNATZ, K. W. & LAIDLAW, D. H. 1999 Taskand age-dependent variations in steadiness. *Prog. Brain Res.* **123**, 389–395.

ENOKA, R. M.; DUCHATEAU, J., Translating Fatigue to Human Performance. Med Sci Sports Exerc., 2016.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. Fundamentos do Treinamento de Força Muscular. Editora Artmed, Porto Alegre, 1999.

FONSECA S. T.; OCARINO J. M.; SILVA P. L. P.; BRICIO R. S.; COSTA C. A.; WANNER L. L. Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. Ver Med Esporte 2007; 13; 143-7.

FUKUDA, T. Y.; ECHEIMBERG, J. O.; POMPEU, J. E.; LUCARELI, P. R. G.; GARBELOTTI, S.; GIMENES, R. O.; APOLINÁRIO, A. Root Mean Square Value of the Electromyographic Signal in the Isometric Torque of the Quadriceps, Hamstrings and Brachial Biceps Muscles in Female Subjects. The Journal of Applied Research • Vol.10, No.1, 2010.

GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol Rev, v. 81, n. 4, p. 1725-89, Oct 2001.

GIBSON, H.; EDWARDS, R. H. T. Muscular exercise and fatigue. Sports Medicine. v. 2, p. 120-32. 1985.

GODINHO, P. et al. Déficit proprioceptivo em pacientes com ruptura total do ligamento cruzado anterior. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 49, n. 6, p. 613-18, 2014.

GOULART, L. F.; DIAS, R. M. R.; ALTIMARI, L. R. Variação do Equilíbrio Muscular Durante uma Temporada em Jogadores de Futebol Categoria Sub-20. Rev Bras Med Esporte – Vol. 14, No 1 – Jan/Fev, 2008

GRANATA, K. P.; IKEDA, A. J.; ABEL, M. F. Electromechanical delay and reflex response in spastic cerebral palsy. Archives of physical medicine and rehabilitation. Vol. 81. Num. 7. 2000. p.888-894.

GRELSAMER R. P.; MCCONNELL J. The patella: a team approach. Gaithersburg (MD): Aspen; 1988.

HÄKKINEN, K.; KAILLINE, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K; LASSILA, H.; MÄLKÄ, E.; KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U.; ALLEN, M. Changes in agonist/antagonist EMG, muscle CSA and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*. Washington v. 84, no. 4 p. 1341-1429, 1998.

HALL, S. J. *Biomecânica Básica*. 6a ed. Guanabara Koogan. 2009. p.464.

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

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; RIBEIRO, L. B.; BARBANTI, V. J. *Bases biomecânicas do movimento humano*. 3a ed. Manole. 2012. p.528.

HERMENS, H. J. et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, v. 8, n. 2, p. 13- 54, 1999.

Hernandez et al. Lachman radiográfico; uma proposta para avaliação para a anteriorização sagital da tíbia em relação ao fêmur. *Rev Bras Ort* 1992; 27:709-715

HERZOG, W.; Guimaraes, A. C. S.; ZHANG, Y. T. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester, UK: Wiley, 1999.

HINTON, R. Y. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strenght in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med* 16: 274-279, 1988

HISLOP, H. J.; PIERRE, J. J. The isokinetic concept of exercise. *Physiotherapy Therapy*, v.47, p.114-7, 1967.

HOFFMAN, M., SCHRADER, J., APPLEGATE, T. et al. Unilateral postural control of the functionally dominant and non dominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training*, v. 33, n. 4, p. 319-22, 1998.

JARIC, S.; BLESIC, S.; MILANOVIC, S.; RADOVANOVIC, S.; ANASTASIJEVIC, M. L. R. Changes in movement final position associated with agonist and antagonist muscle fatigue, *Eur J Appl Physiol*, 1999.

JULIENNE, R.; GAUTHIER, A.; DAVENNE D. Fatigue-resistance of the internal rotator muscles in the tennis player's shoulder: Isokinetic and electromyographic analysis. *Physical Therapy in Sport* 13 (2012).

JUNIOR, E. C. V. et al. Análise isocinética do pico de torque e flexor e extensor de joelho de atletas do futebol feminino da posição de meio campo. XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Latino Americano de Pós Graduação. Anais...2007

KISNER, C.; COLBY, L. A. Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas. 3º ed., São Paulo: Manole, 1998.

KLEITON, F.; CHAVES, T. Fisiologia da fadiga muscular de origem central e periférica. *EF Deportes*, n. 164, 2012.

KNUDSON, D. Fundamentals of biomechanics. Springer Science & Business Media, 2007.

KOSSEL, M. V. Instabilidade do ombro: variação do retardo eletromecânico em ombros saudáveis e instáveis. 2013

KREMER, A. M.; SILVA, D. C. R. L. Fadiga Muscular. 2004. Monografia (Pósgraduação em fisiologia do exercício) - Faculdade Salesiana de Lins, Lins.

LI L, BAUM B. Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies, *Electromyogr. Kinesiol.* 2004; 14: 647–652.

LIBARDI, C. A.; SOUZA, T. M., CONCEIC, M. S.; BONGANHA, V.; CHACON-MIKAHIL, M. P. T.; CAVAGLIERI, C. R.; MORAES, A. C.; UGRINOWITSCH, C. Electromechanical delay of the knee extensor muscles: comparison among young, middle-age and older individuals. *Clin Physiol Funct Imaging* (2014).

LIEBER R.L., Skeletal muscle structure, function and plasticity. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.

MADIGAN, M. L.; PIDCOE, P. E. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. 2003.

MAGEE, D. J. Avaliação musculoesquelética. Barueri: Manole. 2005.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, Berlin, v.74, n.5, p.411-419, 1996.

MARTÍN-MOHR, C. S.; VALLADARES, A.; CRISTI, I.; BERRAL, F. J.; OYARZO, C.; LIRA, F. Differences in knee sensorimotor control by physical activity level and sex. *Acta Ortopédica Brasileira*, 27(1), 20-26, 2019. <https://dx.doi.org/10.1590/1413-785220192701174327>

MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, Oxford, v.9, n.1, p.39-46, 1999.

MAUGHAN, R.; GLEESON, M.; GREENHAFF, P. Bioquímica do exercício e do treinamento. São Paulo: Manole, 2000.

MCKENNA, M. et al. Creatine supplementation increases muscle total creatine but not maximal intermittent exercise performance. *J Appl Physiol.*, v. 87, p. 123_128, Feb 1999.

MELO, S. I. L.; OLIVEIRA, J.; DETÂNICO R. C.; PALHANO, R.; SCHWINDEN, R. M.; ANDRADE, M. C.; SANTOS, J. O. L. Avaliação da força muscular de flexores e extensores de joelho em indivíduos com e sem osteoartrose. *Rev. Bras.Cineantropom. Desempenho Hum.* 2008;10(4):335-340

MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D. Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In: (Ed.). Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. WileyInterscience, 2004. cap. 9, p.233-258.

MORAES, A. C.; BANKOFF, A. D. P.; OKANO, A. H.; SIMÕES, E. C.; RODRIGUES, C. E. B. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa extensora. *R. Bras. Ci. e Mov.* Brasília v. 11 n. 2 p. 19-23 junho 2003.

MURPHY, D.F.; CONNOLLY, D.A.J.; BEYNNON, B.D. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, v.37, p.13-29, 2003.

MYERS, J. B.; WASSINGER, C. A.; LEPHART, S. M. Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. *Man Ther.* 2006;11(3):197-201.

Noronha. Lesões do ligamento cruzado anterior. In: Espregueira Mendes J, Pessoa P, editors. *O Joelho*. Lisboa: Lidel edições técnicas, lda; 2006. p. 147-82

NOYES, F.R.; BARBER, R.; MANGINE, R.E. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *The American Journal of Sport Medicine*. v.19, n.5, p. 23 – 31, 1998.

OLIVEIRA, A. C. B. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial e vasto lateral durante contrações isométricas de extensão do joelho. 2009 .

PATSIKA, G.; KELLIS, E.; AMIRIDIS, I. G. Neuromuscular efficiency during sit to stand movement with knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21 (2011).

PETSCHNIG, R.; BARON, R.; ALBRECHT, M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal Orthopaedic Sports and Physical Therapy*. v.28, p. 23 – 31, 1998.

PREATONI, E.; GIULIO, I.D.; RODANO, R. Asymmetries in vertical jump: a support for functional motor evaluation? *The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference*. Prague, Czech Republic, 2005. 20-25 p.

RAHNAMA, N. *et al.* Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Sciences*, London, v. 21, n. 11, p. 933-942, nov. 2003.

RICHARDS J. Biomechanics in clinic and research. 1st ed. Philadelphia: Elsevier; 2008.

Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*. 2002;37(1):71.

RISTANIS, S., TSEPIS, E., GIOTIS, D., STERGIOU, N., CERULLI, G., & GEORGOULIS, A. D. (2009). Electromechanical Delay of the Knee Flexor Muscles Is Impaired After Harvesting Hamstring Tendons for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 2009.

RODRIGUES, A. C. M. A. Análise de fatores biomecânicos modificáveis envolvidos na mudança de direção em atletas de futsal feminino. 2013

SANTOS, R. S. Avaliação do papel da arginina no processo fisiológico de fadiga muscular em humanos através da dinamometria isocinética, 2001. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba. 2001.

SAPEGA, A. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J.B.J.S.* v.72, n 10, p. 1562-1574, 1990.

SCHIMIDT, H. L.; MACHADO, A. S.; VAZ, M. A.; CARPES, F. P. Isometric muscle force, rate of force development and knee extensor neuromuscular efficiency asymmetries at different age groups. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 2014, 16(3):307-315.

SHULTZ S, PERRIN D. Using surface electromyography to assess sex differences in neuromuscular response characteristics. *J Athl Train* 1999; 34: 165–176.

SILVA NETO, M.; SIMÕES, R.; GRANGEIRO NETO, J. A.; CARDONE, C. P. Isokinetic Assessment of Muscle Strength in Female Professional Soccer Athletes. *Rev Bras Med Esporte*. 2010;16(1): 33-5.

SILVA, B. A. et al. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis. *Revista Brasileira Medicina Esportiva*, p. 12, 2006.

SILVA, B. G. C. Comparação da função muscular do quadríceps femoral e isquiotibiais nos equipamentos isocinético e de resistência variada. Porto Alegre 2009.

SILVA, F.; SEGUNDO, V. H.; FILHO, N.; REBOUÇAS, G.; FELIPE, T.; PINTO, E.; KNACKFUSS, M. I.; DANTAS, P. Evaluation of Isokinetic Muscular Strength of Brazilian Paralympic Athletes. Desporto e Atividade Física para Todos – Revista Científica da FPDD, 2015 Vol. 1, N.º 1, ISSN 2183-511X

SILVA, M. V.; A. I. N.; ROCCO, D. D. F. M. Avaliação isocinética de pico de torque e relação agonista/antagonista em jogadores de futebol da categoria sub-23. Anais do Encontro Nacional de Pós-Graduação – VII ENPG Vol.2 (2018)

SILVEIRA, L. S.; FRITSCH, C. G.; MARQUES, V. B.; DORNELLES, M. P.; BARONI, B. M. Isokinetic performance of knee flexor and extensor muscles in American football players from Brazil. Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum. 2017, 19(4):426-435.

SIMÃO, R.; CASTRO, L.E. V.; LEMOS, A.. Treinamento de Força- Adaptações neurais e Hipertróficas. Revista Baiana de Educação Física. V. 2, n.2, pg. 39-44, 2001.

SINGH, N. B.; ARAMPATZIS, A.; DUDA, G.; HELLER, M. O.; TAYLOR, W. R. Effect of fatigue on force fluctuation. *Phil. Trans. R. Soc. A* (2010)

SIQUEIRA, C. M.; PELEGRINI, F. R.; FONTANA, M. F.; GREVE, J. M. Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors: comparative study among non-athletes, jumpers athletes and runner athletes. Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo 2002;57:19-24.

SMITH MJ, MELTON P. Isokinetic versus isotonic variable-resistance training. Am J Sports Med 1981;9(4):275-9.

SZPALA, A.; RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A.; STAWIANY, M. Symmetry of electromechanical delay, peak torque and rate of force development in knee flexors

and extensors in female and male subjects. *Acta of Bioengineering and Biomechanics Original paper* Vol. 17, No. 1, 2015

TEIXEIRA, L.A.; PAROLI, R. Assimetrias laterais em ações motoras: preferência versus desempenho. *Revista Motriz*, v.6, n.1, p.1-8, 2000.

TERRERI, A. S. A. P., GREVE, J. M. D. E, AMATUZZI, M. M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v.7, n.5, p.170-174. 2001.

TERRERI, A. S. A. P.; GREVE, J. M. D. AMATUZZI, M. M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. *Rev Bras Med Esporte* 2001;7(2):62-6

TESCH P.A., DUDLEY G.A., DUVOISIN M.R., HATHER B.M., Force Harris RT. EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiol Scand*.1990;138(3):263–71.9

THORLUND, J. B.; AAGAARD, P., MADSEN, K. Rapid Muscle Force Capacity Changes after Soccer Match Play. *International Journal of Sports Medicine*, 30(04), 273–278, 2009.

THORSTENSSON, A. et al. Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*, Oxford, 98: 232-236, 1976.

TILLIN, N. A. et al. The human capacity to produce explosive torque is influenced by contraction type and acceleration. XXIV Congress of the International Society of Biomechanics, Natal; Brazil, Aug 4th–9th, 2013

VØLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, Amsterdam, v.74, n.2, p.219-227, 1997.

VAZ, M. A.; ZHANG, Y. T.; HERZOG, W.; GUIMARAES, A. C. S.; MACINTOSH, B. R. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: An electromyographic and vibromyographic study. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. v. 36, n. 4, p. 221-30, 1996.

VIEIRA, G.; SILVA, J. V. Análise da assimetria de força muscular após seis meses de pós operatório do ligamento cruzado anterior. 2017

WILHELM NETO, E. N.; RADAELLI, R.; SCHAUN, M. I.; COSTA, A.; LOPES, A. L.; OLIVEIRA, A. R. PINTO, R. S. Correlação entre valores de força muscular mensurados pelos testes isocinético, isométrico e de 1 RM, em indivíduos de meia idade. Rev. ARQUIVOS em Movimento, Rio de Janeiro, v.7, n.1, p.05-20, jan./jun.2011.

WRIGHT, B.; BALL, N.; WOOD, L. Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetics and Exercise Science*, Amsterdam, v. 17, n. 3, p. 161-167, July 2009.

WYATT, M. P.; EDWARDS, A. M. Comparison of Quadriceps and Hamstring Torque Values during Isokinetic Exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1981.

ZABKA, F. F.; VALENTE, H. G.; PACHECO, A. M. Isokinetic evaluation of knee extensor and flexor muscles in professional soccer players. *Rev Bras Med Esporte*. 2011;17(3):189-192.

ZAJAC, A. et al. Central and Peripheral Fatigue During Resistance Exercise – A Critical Review. *Journal of Human Kinetics*, p. 159–169, 2015.

ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, v. 17, n. 4, p. 359 - 411, 1989.

ZHOU, S., MCKENNA, M. J., LAWSON, D. L., MORRISON, W. E., & FAIRWEATHER, I. Effects of fatigue and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 1996.

ZWARTS, M.J., G. BLEIJENBERG, AND B.G.M. VAN ENGELN, Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology*, Amsterdam, v. 119, n. 1, p. 2-10, 2008.