

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO-SENSU* EM
EDUCAÇÃO FÍSICA

IDENTIFICAÇÃO DO DESEQUILÍBRIO MUSCULAR NO
JOELHO POR MEIO DA ANÁLISE DE GONIOMETRIA E
ATIVAÇÃO MUSCULAR EM AGACHAMENTO
INSTRUMENTALIZADO

Paula dos Santos

BRASÍLIA
2017

IDENTIFICAÇÃO DO DESEQUILÍBRIO MUSCULAR NO JOELHO POR MEIO
DA ANÁLISE DE GONIOMETRIA E ATIVAÇÃO MUSCULAR EM
AGACHAMENTO INSTRUMENTALIZADO

PAULA DOS SANTOS

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO
REQUISITO PARCIAL PARA
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
EDUCAÇÃO FÍSICA.

ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO

Agradecimentos

Primeiramente, gostaria de agradecer ao meu orientador Jake Carvalho do Carmo por todo apoio ao meu trabalho, por toda paciência e boa vontade nos ensinamentos e por todo conhecimento ensinado desde de 2012, quando fiz a primeira disciplina ministrada por ele na graduação, até a minha defesa de dissertação. Agradeço também aos meus pais, Carlos Emídio e Gracilmara, pelo suporte dado durante esses dois anos de estudos, que fez com que fosse possível prosseguir com os estudos e finalizar o mestrado, assim como meus irmãos Leonardo e Carla.

Agradeço ao meu namorado, Matheus, por todo o companheirismo e por estar sempre ao meu lado me incentivando no necessário, aos meus amigos Aline, Ivan, Edgard e Pedro Henrique por me acompanharem desde a graduação presenciando a minha trajetória dentro da Universidade de Brasília. Gostaria de agradecer também à Érica, à Mylena e ao Rodolfo por toda a ajuda durante a coleta dos dados, facilitando esse etapa.

Agradeço aos demais servidores da Universidade de Brasília pela ajuda com os equipamentos necessários para a minha coleta de dados e pelo suporte dado nos casos de necessidade durante essa etapa. E por último, agradeço aos demais professores da pós-graduação por todo conhecimento transmitido durante as aulas das disciplinas das quais participei.

SUMÁRIO

1. Introdução.....	1
1.2. Objetivo	4
1.2.1. Objetivo Geral	4
1.2.2. Objetivos Específicos	4
2. Revisão de Literatura	5
3. Metodologia	20
3.1. Participantes	20
3.2. Protocolo	20
3.2.1. Teste de 1 RM	20
3.2.2. Avaliação Isocinética	24
3.2.3. Agachamento Livre Instrumentalizado	25
3.2.4. Eletromiografia	27
3.3. Processamento dos dados	28
3.3.1. Cálculo da razão I/Q no dinamômetro isocinético	29
3.3.2. Cálculo da diferença entre o instante de início da extensão do joelho e do quadril (J-Q)	29
3.3.3. Cálculo da velocidade angular do quadril e do joelho (VAQ, VAJ).....	30
3.3.4. Cálculo do RMS no início da parte concêntrica	31
3.3.5. Cálculo do RMS durante a fase de aceleração, de desaceleração e de velocidade constante da parte concêntrica	32
3.3.6. Cálculo da razão RMSi/RMSq durante as fases de aceleração, de desaceleração e de velocidade constante da parte concêntrica	33
3.3.7. Cálculo da razão pico do RMS do semitendíneo/pico do RMS do vasto medial	34
3.4. Análise estatística	34

4. Resultados	36
6. Discussão	41
7. Conclusão	46
8. Referências Bibliográficas	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores médios e desvio padrão da razão I/Q dos grupos A, B e C de ambos os membros nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s	6
Tabela 2 - Valores da razão I/Q de homens e mulheres a 30°/s e a 360°/s	7
Tabela 3 - Valores da razão I/Q pré e pós treino excêntrico para extensores do joelho	12
Tabela 4 - Valores da razão I/Q dos EMGs do teste isométrico, excêntrico a 30°/s e excêntrico a 120°/s	13
Tabela 5 - Média e desvio padrão dos valores dos picos de torque extensores e flexores, dos valores de 1RM extensor e flexor, dos valores da razão I/Q de 1RM e dos valores da razão I/Q convencional	16
Tabela 6 - Resultado das medidas de ADM do joelho feitas com goniômetro universal e dinamômetro isocinético	18
Tabela 7 - Tabela de BEACHLE	23
Tabela 8 - Valores da razão I/Q convencional dos participantes	36
Tabela 9 - Valores médios e desvio padrão das variáveis instante de início da extensão do joelho menos o instante de início da extensão do quadril (J-Q), da velocidade angular do quadril (VAQ) e da velocidade angular do joelho (VAJ)	37
Tabela 10 - Correlações bisserial entre os valores das variáveis instante de início do joelho menos o instante de início do quadril (J-Q), velocidade angular do quadril (VAQ), velocidade angular do joelho (VAJ) e a razão I/Q convencional	37
Tabela 11 - Valores médios e desvio padrão do RMS dos músculos vasto medial (RMS VM), vasto lateral (RMS VL), semitendíneo (RMS ST) e bíceps femoral (RMS BF)	38
Tabela 12 - Correlações bisserial entre os valores de RMS dos músculos vasto medial (RMS VM), vasto lateral (RMS VL), semitendíneo (RMS ST) e bíceps femoral (RMS BF) e a razão I/Q convencional	38
Tabela 13 - Valores médios e desvio padrão do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração	39

Tabela 14 - Correlação bisserial entre os valores do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo, nas fases de aceleração, desaceleração, sem aceleração e os valores da razão I/Q convencional	39
Tabela 15 - Valores médios e desvio padrão da razão RMSi/RMSq nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração	39
Tabela 16 - Correlação bisserial entre os valores da razão RMSi/RMSq nas fases de aceleração, desaceleração, sem aceleração e a razão I/Q convencional	40
Tabela 17 - Valores médios e desvio padrão da razão RMSi/RMSq do pico do RMS do vasto medial e do semitendíneo	40

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - A) Extensão de joelho e de quadril. B) Flexão de joelho e de quadril	21
Figura 2 - Posicionamento do sujeito na gaiola para o teste de contração isométrica voluntária máxima	26
Figura 3 - A) Posicionamento dos eletrodos dos músculos vasto medial (direita) e vasto lateral (esquerda). B) Posicionamento dos eletrodos dos músculos bíceps femoral (direita) e semitendíneo (esquerda)	28
Figura 4 - Curvas do goniômetro (linha em azul) e sinal eletromiográfico (em vermelho) do quadril e do joelho, respectivamente. Os asteriscos pretos indicam o início de cada parte concêntrica das cinco execuções centrais escolhidas. Já os asteriscos verdes indicam o fim dessa parte da execução	29
Figura 5 - Representação da linearidade dos potenciômetros utilizados nos respectivos goniômetros	30
Figura 6 - Divisão da fase concêntrica do agachamento nas fases de aceleração (região delimitada pelo quadrado verde), desaceleração (região delimitada pelo quadrado vermelho) e sem aceleração (região delimitada pelo quadrado preto).	33

LISTA DE SIGLAS, ABREVIACOES E SÍMBOLOS

RAZÃO I/Q: RAZÃO ISQUIOTIBIAIS QUADRÍCEPS.

RMS: ROOT MEAN SQUARE (RAIZ MÉDIA QUADRADA).

EMG-S: ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.

ADM: AMPLITUDE DE MOVIMENTO.

CV: COEFICIENTE DE VARIAÇÃO.

1RM: UMA REPETIÇÃO MÁXIMA.

VM: VASTO MEDIAL.

VL: VASTO LATERAL.

ST: SEMITENDÍNEO.

BF: BÍCEPS FEMORAL.

RAZÃO RMS_i/RMS_q: RAZÃO RMS DOS ISQUIOTIBIAIS/RMS DO QUADRÍCEPS FEMORAL.

J-Q: INSTANTE DE INÍCIO DA EXTENSÃO DO JOELHO MENOS O INSTANTE DE INÍCIO DA EXTENSÃO DO QUADRIL.

VAQ: VELOCIDADE ANGULAR DO QAUDRIL.

VAJ: VELOCIDADE ANGULAR DO JOELHO.

RESUMO

O excesso ou a má orientação das práticas de exercícios físicos contribui com o desenvolvimento de lesões em articulações e músculos. Já existem maneiras de mensurar desequilíbrios musculares que geram essas lesões, uma das técnicas utilizadas para indicação de uma possível lesão na articulação do joelho é a análise da razão I/Q. Esse índice é mensurado no dinamômetro isocinético, entretanto esse aparelho tem um elevado custo para ser adquirido, dificultando o seu acesso. Este estudo tem como objetivo propor uma maneira alternativa de mensurar essa razão utilizando a goniometria para a análise do deslocamento angular das articulações do quadril e do joelho, associada à eletromiografia, para a análise da ativação (RMS) dos músculos vasto medial, vasto lateral, semitendíneo e bíceps femoral, durante a execução de dez repetições de agachamento livre. A coleta de dados foi feita em três dias sendo, no primeiro dia, realizado o teste de 1RM de agachamento livre e no segundo e terceiro dias a avaliação isocinética ou a agachamento livre instrumentalizado, com eletromiografia e goniometria, conforme o contrabalanceamento. Como resultados deste estudo foram encontradas altas correlações bisseriais (0,74) entre a RMS do semitendíneo e a razão I/Q convencional e também entre o RMS do vasto medial na fase sem aceleração (0,63). Pode-se concluir que o RMS do semitendíneo, o RMS do vasto medial na fase sem aceleração e a razão I/Q convencional apresentam relação diretamente proporcional, quanto maior o valor do RMS desses músculos maior o valor da razão I/Q convencional obtida pelo teste no dinamômetro isocinético.

Palavras-chave: razão I/Q, goniometria, eletromiografia, vasto medial, semitendíneo.

ABSTRACT

The excess or poor orientation of physical exercise practices contribute to the development of injuries to joints and muscles. There are already ways to measure muscle imbalances that generate these injuries, one of the techniques used to indicate a possible knee joint injury is the H/Q ratio analysis. This index is measured in the isokinetic dynamometer, however this device has a high cost to be acquired, making it difficult to access. This study aims to propose an alternative way to measure this ratio using goniometry for the analysis of angular displacement of the hip and knee joints, associated with electromyography, for the analysis of the activation of the vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus and femoral biceps, during the execution of ten squat repetitions. Data collect consisted in three days, on the first day was performed the one maximum repetition squat test and on the second and third days the isokinetic evaluation or the instrumentalized squat, with electromyography and goniometry, according to the counterbalance. As results of this study, high biserial correlations (0.74) were found between semitendinosus RMS and the conventional H/Q ratio and also between the vastus medialis RMS in the non-acceleration phase (0.63) and the conventional H/Q ratio. It can be concluded that the RMS of the semitendinosus, the RMS of the vastus medialis in non-acceleration phase and the conventional H/Q ratio present a directly proportional relation, the higher the RMS value of these muscles the greater the value of the conventional H/Q ratio obtained by the isokinetic dynamometer.

Key words: H/Q ratio, goniometry, electromyography, vastus medialis, semitendinosus.

1. Introdução

O excesso de prática de exercícios físicos ou a má orientação quanto à execução adequada desses exercícios podem contribuir com o desenvolvimento de lesões em articulações e músculos. Tanto as atividades diárias quanto a prática de exercícios físicos geram adaptações no corpo. Essas adaptações são produzidas de acordo com os diferentes estímulos a que os músculos são submetidos, e tais adaptações podem gerar desequilíbrio entre músculos agonistas e antagonistas em torno de uma articulação, aumentando sua probabilidade de lesão (LANFERDINI et al., 2010).

Esses desequilíbrios alteram a sobrecarga mecânica que incide sobre os tecidos e estruturas periarticulares (situadas ou que se formam à volta de uma articulação), o que pode ser um dos mecanismos geradores de lesão e degeneração nas articulações envolvidas. A razão de torque dos isquiotibiais/quadríceps (razão I/Q) identifica possíveis desequilíbrios ou déficits musculares que podem levar à instabilidade articular do joelho e auxilia no diagnóstico, prevenção e tratamento das lesões ocasionadas por esses desequilíbrios (LANFERDINI et al., 2010).

A razão I/Q é medida pelo dinamômetro isocinético. A dinamometria isocinética tem sido bastante utilizada na avaliação muscular, ela permite o controle de algumas variáveis, como o modo de contração (concêntrica ou excêntrica), velocidade do movimento, resistência aplicada e amplitude de movimento (SANTOS et al., 2014). A razão I/Q convencional é obtida pela divisão do pico de torque dos flexores do joelho pelo pico de torque dos extensores do joelho, nos modos concêntrico/concêntrico, ou seja, é realizada força tanto para o movimento de extensão quanto para o movimento de flexão de joelho.

Devido a uma maior força da musculatura extensora do joelho em relação a musculatura flexora do joelho, os valores encontrados dessa razão são inferiores 1,0. Os valores da razão I/Q convencional variam entre 0,4 e 0,8, dependendo da população estudada, idade e gênero (LASTAYO et al., 2003). Encontra-se na literatura algumas discussões acerca da razão I/Q e a sua importância na avaliação da capacidade funcional do joelho e do equilíbrio muscular dessa articulação. Sabe-se que o valor dessa proporção é dependente da velocidade de execução do movimento. Grande parte dos estudos aponta que, para velocidades angulares mais

baixas de avaliações isocinéticas, 60°/s de extensão e flexão de joelho, encontra-se que o valor dessa razão é de aproximadamente 0,6. Valores dessa razão inferiores a esse aumentam o potencial de ocorrência de lesão no joelho (AAGARD et al., 1998; DVIR, 2002; FERREIRA, MACEDO, CARVALHO; 2008; LOPES et al., 2010).

Outros métodos utilizados para avaliação do movimento humano é a eletromiografia de superfície (EMG-S). A eletromiografia tem sido utilizada também com frequência para o diagnóstico neuromuscular, onde são estudadas possíveis alterações do sinal mioelétrico na avaliação da marcha, em procedimentos terapêuticos como equilíbrio e propriocepção, e em programas de exercícios que possam influenciar diretamente o controle motor (SANTOS et al., 2014).

A goniometria, que também é um método utilizado para avaliação do movimento humano, mensura a amplitude de movimento das articulações. Desequilíbrios musculares em uma articulação podem limitar sua amplitude de movimento (ADM). O instrumento mais utilizado para medir a ADM das articulações pelos terapeutas é o goniômetro (NORKIN e WHITE, 1995). Essa medida permite identificar as limitações das articulações e permite também o acompanhamento da eficácia das intervenções terapêuticas pelos profissionais durante o processo de reabilitação de lesões (BATISTA et al., 2006).

O estudo de Silva e colaboradores, 2013, teve o objetivo de mensurar a razão I/Q utilizando uma máquina isoinercial de extensão e flexão de joelho. Os autores encontraram como resultado uma boa correlação entre o pico de torque extensor obtido no dinamômetro isocinético e 1RM extensor obtido na máquina isoinercial (0,75) e entre o pico de torque flexor obtido no dinamômetro isocinético e 1 RM flexor obtido na máquina isoinercial (0,73). Concluiu-se que a razão I/Q mesurada na máquina isoinercial de extensão e flexão de joelho superestima o valor da razão I/Q convencional, pois foram encontrados maiores valores de razão I/Q de 1RM obtido na máquina isoinercial que os valores de razão I/Q convencional.

A necessidade de um método mais acessível financeiramente que mensure essa razão I/Q de forma eficaz já tem sido relatado por alguns autores como no estudo de Selistre e colaboradores, em 2012. Esse estudo analisou a razão I/Q em jogadores de futebol de campo e os autores reconheceram a alta qualidade da

avaliação isocinética para determinação da capacidade muscular, porém esse equipamento não é acessado com facilidade por grande parte da população. Devido a essa dificuldade, os autores afirmaram que a procura por um método mais acessível financeiramente de análise da razão I/Q tem sido intensificada.

A razão I/Q medida no dinamômetro isocinético é a forma padrão de identificar um possível desequilíbrio articular no joelho. Contudo, a eletromiografia de superfície e a goniometria são outras possibilidades de identificar desequilíbrios nas articulações. A proposta deste estudo é apresentar uma nova alternativa para identificar um desequilíbrio articular do joelho utilizando a goniometria associada à eletromiografia de superfície durante o exercício de agachamento livre, um exercício que trabalha tanto a musculatura anterior quanto a posterior de coxa. Se caso exista uma boa associação entre esses métodos, essa alternativa pode apresentar outra possibilidade de mensurar a razão I/Q, o que geraria uma grande contribuição para a prática clínica e preventiva de lesões.

1.2. Objetivo

1.2.1. Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo geral verificar se o desequilíbrio muscular dos isquiotibiais em relação ao quadríceps femoral pode ser identificado utilizando a goniometria associada, ou não, à eletromiografia durante a execução do exercício de agachamento livre.

1.2.2. Objetivos Específicos

Este trabalho tem como objetivos específicos:

- a) Verificar se a diferença entre o instante de início da extensão do quadril e o instante de início da extensão do joelho na parte concêntrica do agachamento livre instrumentalizado tem boa correlação com a razão I/Q;
- b) Verificar se a velocidade angular do quadril e a velocidade angular do joelho durante a execução do agachamento livre instrumentalizado tem boa correlação com a razão I/Q;
- c) Verificar se os valores de RMS dos músculos vasto medial, vasto lateral, semitendíneo e bíceps femoral, normalizados pelo pico do vasto medial, no início da parte concêntrica do agachamento livre tem boa correlação com a razão I/Q;
- d) Verificar se os valores de RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo, normalizados pelo pico do vasto medial, nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração da parte concêntrica do agachamento livre instrumentalizado tem boa correlação com a razão I/Q;
- e) Verificar se a razão RMS_i/RMS_q , divisão do RMS do semitendíneo pelo RMS do vasto medial, normalizados pelo pico do vasto medial, nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração da parte concêntrica do agachamento livre instrumentalizado tem boa correlação com a razão I/Q;
- f) Verificar se a razão pico do RMS do semitendíneo/ pico do RMS do vasto medial tem boa correlação com a razão I/Q.

2. Revisão de Literatura

Razão de Torque dos Isquiotibiais/Quadríceps

Grygorowicz e colaboradores (2010) desenvolveram um estudo que teve como objetivo apresentar as possibilidades de utilização do teste isocinético para avaliar o equilíbrio muscular. Participaram desse estudo 48 atletas representantes de várias modalidades esportivas. Os voluntários foram divididos em três grupos. Grupo A consistiu de 16 indivíduos saudáveis, onde a entrevista médica não revelou quaisquer sintomas de lesões musculares ou ligamentares. Grupo B consistiu de 16 indivíduos com lesões leves como entorse no joelho, contusões, entorses isquiotibiais, sem outros sintomas clínicos. Já o grupo C foi composto por 16 indivíduos com lesões significativas como no menisco, cartilagem e lesões ligamentares, clinicamente confirmadas.

Os participantes do estudo realizaram uma avaliação isocinética bilateral com cinco repetições de flexão e extensão de joelho a uma velocidade angular de 60°/s e 10 repetições, do mesmo movimento, a 120°/s, no membro não dominante lesionado. Os autores encontraram como resultado desse estudo que, os valores da razão I/Q foram maiores para todos nos grupos na velocidade angular de 120°/s. No grupo A, o valor médio da razão I/Q foi de 0,58 para ambos os lados, esse valor é próximo ao considerado ideal (0,6 a 60°/s) para o equilíbrio muscular. Nos grupos B e C, os valores da razão I/Q foram mais baixos para o lado lesionado nas duas velocidades angulares, esse fator pode ser explicado por uma insuficiência muscular e tendínea.

A razão I/Q, do grupo C com, lesão severa, apresentou valores mais altos. Os autores concluíram que esse valor reflete o grau de lesão e uma insuficiência muscular e tendínea. Foi encontrada diferença com significância estatística entre os valores dessa razão dos grupos A e C, assim como entre os valores dos grupos B e C na velocidade angular de 120°/s, e também para o lado lesionado a 60°/s. Esses resultados podem indicar a gravidade dos danos aos membros entre os grupos B e C. A tabela a seguir mostra os resultados encontrados para os três grupos, de ambos os membros e nas duas velocidades angulares utilizadas no teste.

Tabela 1 - Valores médios e desvio padrão da razão I/Q dos grupos A, B e C de ambos os membros nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s.

MEMBRO	VELOCIDADE ANGULAR	GRUPO A		GRUPO B		GRUPO C	
		RAZÃO I/Q	DP	RAZÃO I/Q	DP	RAZÃO I/Q	DP
NÃO DOMINANTE (LADO LESIONADO)	60°/s	0,58	0,06	0,59	0,09	0,77	0,21
	120°/s	0,66	0,09	0,66	0,06	0,83	0,18
DOMINANTE (LADO NÃO LESIONADO)	60°/s	0,58	0,04	0,64	0,08	0,73	0,16
	120°/s	0,66	0,08	0,65	0,06	0,84	0,18

Razão I/Q dos Sexos Masculino e Feminino

Hewett e colaboradores realizaram uma revisão sistemática, no ano de 2008, com o objetivo de determinar se mulheres apresentavam valores da razão I/Q mais baixos que os homens e determinar se os valores da razão I/Q aumentam com o aumento da velocidade angular para ambos os sexos na avaliação isocinética. Os autores utilizaram duas bases de dados e quatro palavras-chave para chegarem aos seus resultados. Foram incluídos 22 estudos com um total de 1568 sujeitos, sendo 1145 do sexo masculino e 423 do sexo feminino.

Os resultados encontrados dos sujeitos do sexo masculino apresentaram uma correlação significativa entre a razão I/Q e a velocidade angular isocinética ($R=0,634$) e uma diferença significativa entre os valores da razão I/Q em velocidades angulares mais baixas em comparação com as mais altas, menores velocidades apresentaram menores valores de razão I/Q e maiores velocidades apresentaram maiores valores de razão I/Q. Já os resultados encontrados das participantes do sexo feminino não apresentaram uma correlação significativa entre a razão I/Q e a velocidade angular isocinética nem alteração na força relativa dos isquiotibiais à

medida que a velocidade angular foi aumentada. A tabela a seguir apresenta a relação de valores da razão I/Q e velocidades angulares de homens e mulheres e o grau de significância ($p \leq 0,05$) quando comparados os valores das velocidades angulares de execução.

Tabela 2 - Valores da razão I/Q de homens e mulheres a 30°/s e a 360°/s.

VELOCIDADE ANGULAR	HOMENS		MULHERES	
	RAZÃO I/Q	SIGNIFICÂNCIA	RAZÃO I/Q	SIGNIFICÂNCIA
30°/s	0,48 ± 0,02	p < 0,001	0,50 ± 0,09	p = 0,84
360°/s	0,81 ± 0,01		0,51 ± 0,06	

Em velocidades mais lentas, não foram observadas diferenças entre a razão I/Q dos grupos analisados. Entretanto, foi observado que, em velocidades angulares mais rápidas de extensão e flexão de joelho, os valores da razão I/Q apresentavam diferenças significativas entre os sexos. As mulheres, ao contrário dos homens, não aumentaram significativamente os valores da razão I/Q em velocidades que simulam as atividades funcionais, velocidades mais rápidas.

Hannah e colaboradores analisaram a relação entre a razão I/Q de homens e mulheres. Esse estudo, do ano de 2014, teve como objetivo comparar o desempenho neuromuscular explosivo de homens e mulheres e a razão de força explosiva I/Q, força explosiva dos isquiotibiais dividida pela força explosiva do quadríceps. Participaram do estudo 20 homens e 20 mulheres com níveis de prática de atividade física de baixo a moderado. Os participantes realizaram duas visitas, uma para familiarização e outra para execução do teste. Entre a familiarização e o teste foi dada uma semana de intervalo e nos dois dias foi realizado o mesmo protocolo.

Para avaliar a força de flexão do joelho, os sujeitos foram posicionados de forma inclinada no dinamômetro construído com angulação de quadril correspondente a 180° e de joelho correspondente a 150°. As cintas ajustáveis foram colocadas através da pelve para impedir sua movimentação. O mesmo manguito de tornozelo e célula de força utilizados para as medidas de força de extensão do joelho foram presos à perna dominante do participante na posição perpendicular à tíbia. O sinal de força foi amostrado da mesma maneira que a força de extensão do joelho.

O teste de contração voluntária máxima consistiu em um aquecimento composto por três contrações submáximas de extensão de joelho a 50%, 75% e 90% da força máxima percebida pelos participantes, após o aquecimento foram realizadas três contrações voluntárias máximas por um período de três segundos com 30 segundos de descanso entre cada contração. Já o teste de contração voluntárias explosiva consistiu na realização de aproximadamente 10 contrações isométricas explosivas para cada grupo muscular, entre cada contração foi dado um intervalo de 20 segundos. A partir do relaxamento total os participantes foram instruídos a estender o joelho o mais forte e rápido possível por um segundo após um sinal auditivo.

Os resultados obtidos com esse estudo mostraram que os homens apresentaram maiores valores de força voluntária máxima, tanto do quadríceps quanto dos isquiotibiais, que as mulheres. Os valores da razão I/Q da contração voluntária máxima dos homens ($0,56 \pm 0,06$) foram maiores que os das mulheres ($0,50 \pm 0,09$). Não houveram diferenças significativas no sinal de EMG máximo absoluto do quadríceps (homens, $0,312 \pm 0,132$ e mulheres, $0,379 \pm 0,124 \mu\text{V}$; $P = 0,11$) e dos isquiotibiais (homens, $0,309 \pm 0,117$ e mulheres, $0,359 \pm 0,105 \mu\text{V}$; $P = 0,17$). A razão I/Q do EMG máximo também foi similar para os dois grupos (homens, 105 ± 39 e mulheres, $99 \pm 33\%$; $P = 0,61$).

A amplitude normalizada do sinal de EMG dos agonistas foi similar entre os sexos durante as extensões explosivas do joelho (sexo, $P = 0,55$; sexo e tempo, $P = 0,21$) e para as flexões (sexo, $P = 0,20$; sexo e tempo, $P = 0,19$). A amplitude do EMG dos antagonistas durante as flexões explosivas do joelho foram melhores nas mulheres quando comparadas com os homens (sexo, $P = 0,005$; sexo e tempo, $P =$

0,003) entre 50 e 100 milissegundos da contração explosiva (homens, 7 ± 2 e mulheres, $9 \pm 3\%$ do sinal de EMG máximo do quadríceps; $P = 0.033$) e entre 100 e 150 milissegundos da contração explosiva (homens, 7 ± 2 e mulheres, $10 \pm 3\%$ do EMG máximo do quadríceps; $P = 0,003$), entretanto foram similares entre 0 e 50 milissegundos.

Razão I/Q em Sujeitos com Lesão na Articulação do Joelho

Lee et al., 2015, desenvolveram um estudo que teve como objetivo avaliar a razão I/Q e a relação desse parâmetro com o equilíbrio dinâmico de pacientes com lesão de ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA). Participaram do estudo homens candidatos a reconstrução de ligamento cruzado anterior no joelho do membro inferior dominante, no período de abril de 2009 a agosto de 2010.

Foram comparados 25 pacientes que apresentavam ruptura crônica do LCA com 25 pacientes sem lesões, todos dos sexo masculino. Foi mensurado o pico de torque de extensão e flexão do joelho em um dinamômetro isocinético. Antes da realização desse teste, foi feita uma série de aquecimento de cinco repetições de extensão e flexão isocinéticas a $60^\circ/s$ para cada perna. O teste consistiu em cinco repetições de flexão e extensão isocinéticas a uma velocidade de $60^\circ/s$ e com 100° de amplitude de movimento e 30 segundos de descanso entre os testes. Esse procedimento foi feito com as pernas direita e esquerda, entretanto o pico de torque de extensão e flexão foi coletado apenas da perna dominante para ambos os grupos. No caso do grupo de sujeitos com lesão, a perna lesionada era a perna dominante.

Foi realizado também um teste de equilíbrio em uma plataforma que se ligava ao dinamômetro e permitiu avaliar o equilíbrio. As variáveis de equilíbrio e de estabilidade postural mensuradas foram os índices de estabilidade ântero-posterior, índice de estabilidade medial-lateral e índice de estabilidade global. Os autores encontram que os valores dos picos de torque foram aproximadamente 50% menores para os músculos do quadríceps femoral (57%, 122 ± 65 Nm vs. 284 ± 95 Nm; $p < 0,001$) e isquiotibiais (56%, 68 ± 38 Nm vs. 152 ± 34 Nm; $p = 0,001$) no grupo com lesão de LCA quando comparados com o grupo controle. Já a razão I/Q dos grupos não apresentou diferença significativa ($0,56 \pm 0,17$ e $0,58 \pm 0,006$, $p = 0,591$) Os

índices de estabilidade global e de estabilidade ântero-posterior foram significativamente maiores nos grupo de sujeitos com ruptura crônica de LCA que no grupo de sujeitos sem ruptura crônica de LCA. Já o índice de estabilidade medial-lateral, também, foi maior no grupo com ruptura crônica que no grupo sem ruptura crônica, porém sem significância estatística.

O estudo de Cvjetkovic e colaboradores, do ano de 2015, também avaliou a razão I/Q em indivíduos com lesão de LCA. O objetivo desse estudo foi de mostrar a importância do teste feito no dinamômetro isocinético para a avaliação da força muscular da coxa, sua população consistiu em pacientes do sexo masculino submetidos a reconstrução de LCA e a um protocolo de reabilitação. Participaram do estudo 40 indivíduos divididos em dois grupos. Um grupo com 20 pacientes submetidos a reconstrução de LCA e a protocolo de reabilitação, grupo experimental, e um grupo de 20 sujeitos sem lesão, grupo controle.

Antes da execução do teste, foram realizadas duas sessões anteriores para a familiarização com a máquina e com o protocolo do teste. Cada sujeito realizou um aquecimento de seis minutos em uma bicicleta estacionária, após o aquecimento foi realizado o teste isocinético bilateral de extensão e flexão que consistiu em uma série de cinco repetições a 60°/s e uma série a 180°/s, entre cada sessão foram dados 30 segundos de descanso.

Como resultado do estudo, os autores encontraram diferenças estatisticamente significativas no pico de torque flexor do joelho, maiores nos pacientes do grupo experimental (151,97 Nm) que no grupo controle (112,10 Nm). Não houve diferença significativa nos valores do pico de torque extensor do joelho entre os grupos. Os valores de razão I/Q encontrados no grupo experimental (0,59) foram maiores que no grupo controle (0,53) e essa diferença teve significância, demonstrando que os pacientes que foram submetidos a reconstrução de LCA possuem uma razão I/Q mais equilibrada que os sujeitos sem lesão.

Relação de Eletromiografia com Razão I/Q

Santos et al., 2014, avaliaram o efeito do treino excêntrico no isocinético sobre os valores da razão I/Q. Nesse estudos, os autores associaram a dinamometria isocinética com a eletromiografia de superfície dos músculos flexores

e extensores do joelho, analisando a média do pico de torque, RMS (amplitude da ativação muscular) e razão I/Q. Participaram do estudos 20 jovens saudáveis e ativos que não possuíam histórico de lesões no joelho. Os participantes realizaram uma avaliação que consistiu em testes isométricos a 60° de extensão de joelho e 30° de flexão de joelho. Três contrações isométricas de cinco segundos com intervalo de um minuto entre cada série. Os voluntários também participaram de um teste excêntrico para extensores e flexores do joelho a 30°/s e 120°/s que consistiu em um série de cinco repetições com intervalo de três minutos entre cada teste.

Já o treinamento excêntrico consistiu em um treino para fortalecimento dos extensores do joelho com três séries de 10 repetições na velocidade de 30°/s, com três minutos de intervalo entre as séries. O treinamento excêntrico foi realizado duas vezes por semana, com intervalo de 48 horas entre cada treino, durante seis semanas. Foram monitorados os sinais eletromiográficos dos músculos vasto medial, vasto lateral, reto femoral, semitendíneo e bíceps femoral.

Foi encontrada como resultado a diminuição significativa na razão I/Q após o treino em todos os modos e velocidades avaliados. O maior declínio (20%) ocorreu no modo e na velocidade de treino (excêntrico a 30°/s), seguido do modo excêntrico a 120°/s (13%) e do modo isométrico (10%). A Tabela 3 mostra os resultados dos valores da razão I/Q pré e pós treino para extensores de joelho.

Tabela 3 - Valores da razão I/Q pré e pós treino excêntrico para extensores do joelho.

MODOS DE CONTRAÇÃO	RAZÃO I/Q		
	PRÉ-TREINO	PÓS-TREINO	TESTE T (PAREADO)
ISOMÉTRICO	0,50±0,08	0,45±0,08	<0,01
EXCÊNTRICO (30°/s)	0,50±0,08	0,40±0,07**	<0,01
EXCÊNTRICO (120°/s)	0,55±0,10*	0,48±0,12	<0,01

Teste ANOVA (one-way) * P<0,05, comparado à razão I/Q isométrica (pré-treino); ** P<0,01, comparado às razões I/Q isométrica e excêntrica a 120°/s (pós-treino);.

Pode-se observar, na tabela 4, que as correlações entre média de pico de torque e RMS foram fracas, para extensores e flexores do joelho, tanto no pré quanto no pós-treino, em todos os modos de contração avaliados. As correlações foram também negativas no modo excêntrico, para ambas as velocidades, e positivas para o modo isométrico.

A comparação entre os valores da razão I/Q dos sinais de EMG dos flexores e dos extensores do joelho mostrou que não houve diferença significativa entre os valores do pré-treino e do pós-treino para nenhum dos modos de contração ($p>0,05$). No entanto, houve diferença na comparação dos valores entre os modos de contração (excêntrico a 30°/s e 120°/s em relação ao modo isométrico), tanto no pré quanto no pós-treino. A tabela a seguir mostra os valores da razão I/Q do EMG-S pré-treino e pós-treino em todos os testes utilizados na avaliação, isométrico, excêntrico a 30°/s e excêntrico a 120°/s.

Tabela 4 - Valores da razão I/Q do EMG-S do teste isométrico, excêntrico a 30°/s e excêntrico a 120°/s.

MODOS DE CONTRAÇÃO	RAZÃO I/Q		
	PRÉ-TREINO	PÓS-TREINO	TESTE T (PAREADO)
ISOMÉTRICO	0,98 ± 0,04	1,11 ± 0,03	0,74
EXCÊNTRICO (30°/s)	1,20 ± 0,28 ‡	1,16 ± 0,46 ‡	0,50
EXCÊNTRICO (120°/s)	1,22 ± 0,30 ‡	1,12 ± 0,33 ‡	0,29

Teste ANOVA (one-way): ‡ P<0,01 comparado ao modo isométrico (pré e pós-treino).

O estudo de Yoo (2016) fez uma comparação entre o quociente da divisão do valor do RMS dos isquiotibiais pelo valor do RMS do quadríceps femoral (razão RMSi/RMSq) das fases de aceleração e desaceleração do exercício de agachamento. Participaram do estudo nove homens sem patologias nos membros inferiores ou na coluna e sem condições reumatológicas e neurológicas.

Foram analisados os sinais de EMG-S dos músculos reto femoral e semitendíneo e calculada a razão RMSi/RMSq nas fases de aceleração e desaceleração do agachamento, os sinais de EMG-S foram normalizados pela contração isométrica voluntária máxima. Foi delimitada a altura dos 90° de flexão com uma barra para controlar a amplitude do movimento e a velocidade de execução foi a velocidade usual de execução de cada participante. O exercício foi dividido nas fases de aceleração e desaceleração por um acelerômetro. A razão RMSi/RMSq médio foi significativamente maior na fase de desaceleração (0,79) que na fase de aceleração (0,54; p<0,05) durante o exercício de agachamento.

Dedinsky e colaboradores, em um estudo do ano de 2017, realizaram uma revisão sistemática que teve como objetivo comparar a ativação muscular do quadríceps femoral e dos isquiotibiais durante a realização de exercícios

terapêuticos de cadeia cinética fechada em mulheres sem patologias na articulação do joelho para determinar quais os exercícios mais indicados para produzir uma razão I/Q de coativação muscular mais adequada. Foram utilizadas sete bases de dados e os critérios de inclusão utilizados foram: estudos que analisaram atividade eletromiográfica (EMG) do quadríceps femoral e dos isquiotibiais; estudos que analisaram atividade eletromiográfica em mulheres; estudos que verificaram a execução de exercícios de cadeia cinética fechada; estudos que apresentaram participantes sem patologias na articulação do joelho ou não apresentaram histórico de cirurgia nessa articulação; estudos com o texto completo disponível; e estudos realizados em humanos.

Com os achados dessa busca, os autores concluíram que uma grande amplitude de movimento das variações de agachamento contribui para valores de razão I/Q mais baixos (NEUMANN, 2010; ESCAMILLA, 2001). O pico de ativação dos isquiotibiais ocorre entre 30° e 80° de flexão durante a parte concêntrica do agachamento, extensão de quadril e de joelho (NEUMANN, 2010; ESCAMILLA, 2001), e o aumento da flexão de quadril gera o aumento da ativação dos isquiotibiais e diminuem as forças de tensão do LCA (ESCAMILLA, 2001). Neumann, 2010, concluiu que realizando um agachamento que passe de 90° pode favorecer o quadríceps devido ao aumento do torque, enquanto que agachar apenas até os 30° não permite que os isquiotibiais tenham uma boa ativação já que o braço de força dessa musculatura é maior de 50° a 90° de flexão de joelho.

Os resultados dos estudos analisados por Dedinsky e colaboradores sugerem que uma angulação de 42° a 72°, aproximadamente, de flexão de joelho

Métodos Alternativos de Análise de Razão I/Q

O estudo de Silva e colaboradores, do ano de 2013, teve o objetivo de determinar a aplicabilidade e a predição precisa de uma máquina de resistência isoinercial para avaliação da razão I/Q convencional (concêntrica). Participaram deste estudo 32 voluntários que faziam treinamento de resistência. Antes da avaliação isocinética os participantes realizaram um aquecimento de cinco minutos em um ciclo ergômetro seguido de um alongamento estático da musculatura extensora e flexora do joelho. Posteriormente, realizaram um aquecimento no

isocinético, com a perna direita, consistindo em 10 a 12 repetições submáximas de extensão e flexão de joelho a 120°/s. Para familiarização, os participantes executaram duas séries de quatro repetições submáximas a 60°/s com um minutos de descanso entre cada série. Essa familiarização foi feita de 48 a 72 horas antes do teste. O teste consistiu em uma série de cinco repetições de extensão e flexão de joelho concêntricas a 60°/s.

Ainda neste estudo, foi executado o teste de 1RM de extensão e flexão do joelho em uma máquina isoinercial com resistência em placas. Os participantes realizaram um aquecimento de cinco a 10 repetições com 40% a 60% do valor estimado de 1RM. Depois foi dado um minuto de descanso com alongamento leve da musculatura extensora e flexora da coxa, seguido de três a cinco repetições com 60% a 80% do valor estimado de 1RM. Por último, foram feitas de três a cinco tentativas para definir o valor de 1RM com três a cinco minutos de descanso entre cada tentativa. Esse teste foi repetido 48 horas após a primeira execução.

Como resultado desse estudo, os autores encontraram valores significativamente mais altos da razão I/Q de 1RM ($p < 0,05$) que da razão convencional. A Tabela 5 mostra os valores da média e desvio padrão dos picos de torque extensor e flexor, dos valores de 1RM extensores e flexores e valores da razão I/Q de 1RM e da razão I/Q convencional.

Tabela 5 - Média e desvio padrão dos valores dos picos de torque extensores e flexores (corrigido pelo comprimento), dos valores de 1RM extensor e flexor, dos valores da razão I/Q de 1RM e dos valores da razão I/Q convencional.

	MÉDIA (± DESVIO PADRÃO)
PICO DE TORQUE EXTENSOR (N.m)	249,62 (±36,90)
PICO DE TORQUE FLEXOR (N.m)	89,43 (±15,24)
1RM EXTENSOR (kg.m)	38,73 (±9,07)
1RM FLEXOR (kg.m)	16,12 (±3,86)
RAZÃO I/Q DE 1RM	0,42 (±0,05)*
RAZÃO I/Q CONVENCIONAL	0,36 (±0,04)

*p<0.001 melhor que a razão I/Q convencional.

Foi encontrada uma boa correlação entre pico de torque extensor e 1RM extensor (0,75) e entre pico de torque flexor e 1RM flexor (0,73). A relação entre a razão I/Q convencional e a razão I/Q de 1RM foi feita e o coeficiente de correlação foi 0,65 (p<0,05).

Relação entre Amplitude de Movimento Articular Medida com Dinamômetro Isocinético e Medida com Goniômetro

A amplitude de movimento articular (ADM) é uma variável importante de ser analisada na avaliação física, pois identifica as limitações articulares e também permite que os profissionais acompanhem, quantitativamente, a eficácia das intervenções terapêuticas durante a reabilitação. O goniômetro é utilizado tanto na prática clínica quanto em pesquisas científicas com a finalidade de medir a ADM de diversas articulações (BATISTA et al., 2006). Alguns estudos examinaram o grau de confiabilidade das medidas de goniômetro utilizando diferentes procedimentos. Tais estudos demonstraram que a ADM do joelho, medida com goniômetro universal,

obteve um nível de confiabilidade de bom a excelente (RUSSELL e BANDY, 2006; BROSSEAU et al., 2001).

Batista e colaboradores realizaram um estudo no ano de 2006 que teve como objetivo analisar a correlação entre as medidas de ADM na articulação do joelho, realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético. Foram avaliados 38 voluntários saudáveis (27 mulheres, 11 homens), com idade de 36 ± 11 anos, com limitação mínima de 20° na ADM de extensão do joelho. As medidas foram realizadas no membro dominante de cada participante.

Essas avaliações foram feitas por fisioterapeutas devidamente treinados. A medida da ADM do joelho com o goniômetro foi feita com o participantes em decúbito dorsal. O quadril e o joelho foram flexionados a 90° e o pé foi mantido relaxado. Posteriormente, o joelho foi sendo estendido de forma passiva e lenta pelo avaliador 1, enquanto o avaliador 2 assegurava-se de que o voluntário não compensasse o movimento de extensão do joelho de alguma forma. Os voluntários deveriam relatar o momento em que os músculos flexores do joelho começaram a ser tensionados, essa posição foi considerada a final e foi utilizada para mensurar a extensão do joelho com um goniômetro universal. Essa medida foi feita três vezes e foi considerada a média aritmética dessas medidas.

Já a medida da ADM do joelho feita pelo dinamômetro isocinético foi executada com os participantes sentados na cadeira do dinamômetro e com a postura devidamente ajustada. Os participantes deveriam acionar um dispositivo ligado ao dinamômetro que iniciaria o movimento passivo de extensão do joelho, na velocidade de $2^\circ/s$. Quando o voluntário sentisse o início da tensão dos músculos flexores de joelho ele acionaria o dispositivo novamente cessando o movimento do dinamômetro. Também foram feitas três medidas com o dinamômetro isocinético e a média aritmética dessas medidas foi o valor considerado. A tabela 6 a seguir mostra os resultados das mensurações da ADM do joelho feita com goniômetro universal e com dinamômetro isocinético, CV é o coeficiente de variação de cada medida.

Tabela 6 - Resultado das medidas de ADM do joelho feitas com goniômetro universal e dinamômetro isocinético.

	GONIÔMETRO UNIVERSAL			DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO		
MENSURAÇÕES	1 ^a	2 ^a	3 ^a	1 ^a	2 ^a	3 ^a
MÉDIA ± DESVIO PADRÃO	44,5±12,1°	45,0±11,9°	44,9±11,8°	46,3±15,4°	46,6±13,6°	45,8±14,0°
COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (CV)	27,2%	26,4%	26,4%	33,1%	29,2%	30,6%

Os resultados apresentados mostraram que há um alto grau de correlação entre as medidas da ADM do joelho obtidas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético (Coeficiente de Correlação de Pearson=0,90; $p < 0,05$). A partir desses achados, os autores concluíram que os procedimentos realizados, tanto o goniômetro universal como o dinamômetro isocinético podem ser utilizados para avaliação da ADM do joelho, pois ambos apresentam mensurações confiáveis.

Eletromiografia de Superfície e Agachamento Livre

Um exercício que trabalha com eficácia a musculatura dos membros inferiores é o agachamento. Esse exercício é considerado multiarticular e ativa tanto a musculatura anterior da coxa, para realizar a extensão do joelho, quanto a musculatura posterior da coxa e glúteo, para realizar a extensão do quadril. O estudo de Gullet et al., 2009, utilizou a EMG-S para análise da ativação muscular durante a execução do agachamento realizado de duas formas diferentes, o *back* e o *front squat*. O *back squat* é o agachamento realizado com a barra apoiada posteriormente ao tronco sobre os trapézios. O *front squat* é o agachamento realizado com a barra apoiada anteriormente ao tronco, sobre as clavículas.

Participaram do estudo 15 sujeitos saudáveis que tinham experiência com o movimento de agachamento, nove homens e seis mulheres. Os participantes realizaram duas sessões com duração de uma hora, em uma semana. Na primeira sessão, os participantes aqueceram em um bicicleta estacionária por um período de três a cinco minutos. Depois foram determinadas a carga equivalente a 1RM de cada tipo de agachamento. Na segunda sessão, após o posicionamento dos eletrodos, marcação dos pontos anatômicos para a filmagem e preparação da instrumentação de coleta, os participantes realizaram duas séries de três repetições de cada tipo de agachamento, com uma carga de aproximadamente 90% da massa corporal no *back squat* e 70% da massa corporal no *front squat*. Os músculos avaliados foram o vasto medial, vasto lateral, reto femoral, semitendíneo, bíceps femoral e eretores da espinha.

Os autores encontraram como resultado desse estudo que, durante a parte ativa (extensão de joelho e quadril) de ambas as formas de realizar o agachamento, os músculos mais ativados são o vasto medial, atuante na extensão do joelho, e o semitendíneo, atuante na extensão do quadril. Ainda mencionou a ação do vasto lateral e reto femoral que atuam na extensão de joelho, e por último o bíceps femoral atuante na extensão do quadril.

3. Metodologia

3.1. Participantes

Participaram deste estudo 17 voluntários de ambos os sexos, praticantes de qualquer atividade física regular por no mínimo dois anos, com idade média e desvio padrão de $23,88 \pm 3,89$ anos, massa média e desvio padrão de $71,66 \pm 14,08$ kg e estatura média e desvio padrão de $1,69 \pm 0,11$ m. Todos os participantes gozavam de boa saúde e não apresentaram lesões articulares nos membros inferiores no último ano.

3.2. Protocolo

Este estudo foi Aprovado pelo Comitê de Ética do Centro Universitário de Brasília - UniCEUB (55773416.9.0000.0023). Após explicações sobre o protocolo e exposição de todos os possíveis problemas, os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo 1), responderam uma anamnese (anexo 2) para o conhecimento das atividades físicas que praticam, lesões já sofridas, há quanto tempo treinam, horas de treino por semana e familiaridade com o movimento do agachamento. Após o preenchimento da anamnese os sujeitos responderam o questionário do Inventário de Waterloo (anexo 3), de acordo com Elias et al., 1998, para identificação do membro inferior dominante. Esse questionário é um teste validado para determinação do membro inferior dominante.

A coleta de dados consistiu em três dias. Entre cada dia de coleta, foi dado um dia de descanso. No primeiro dia de coleta, foi realizado o teste de uma repetição máxima (1RM) de agachamento livre. Os testes realizados nos dias seguintes foram a avaliação isocinética e o agachamento livre instrumentalizado. A ordem de execução desses testes foi contrabalanceada e eles foram executados no segundo ou no terceiro dia de coleta.

3.2.1. Teste de 1 RM

O teste de 1RM de agachamento livre foi realizado no primeiro dia de coleta. Antes da realização do teste foram mensuradas a estatura e a massa. O

agachamento livre executado durante o teste foi realizado da mesma forma para todos os participantes. Partindo da posição em pé, com os pés alinhados com os ombros, joelhos e quadril estendidos, a barra sobre os ombros e mãos segurando a barra. O participante deveria fazer flexão de joelho e quadril, logo em seguida, fazer a extensão dessas articulações. O movimento de extensão de joelho, quadril e tornozelo consiste na parte ativa do movimento, fase concêntrica. A Figura 1 mostra as duas fases do movimento de agachamento.

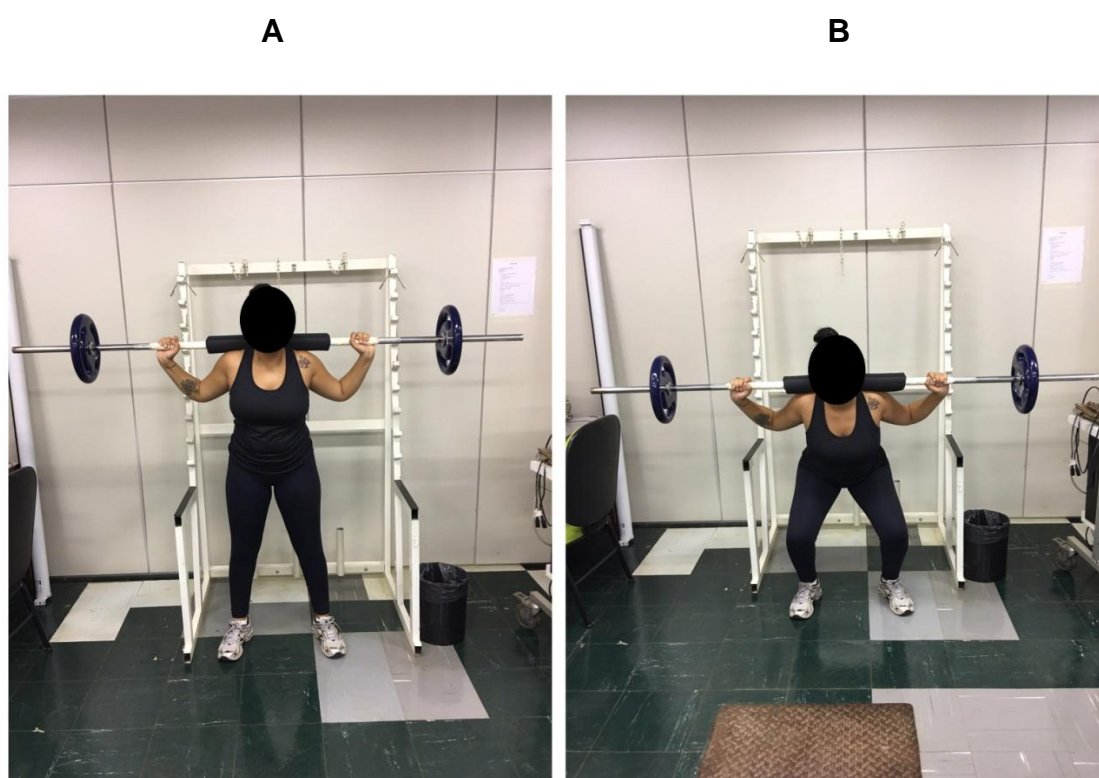


Figura 1 - A) Extensão de joelho e de quadril. B) Flexão de joelho e de quadril.

Os participantes realizaram um aquecimento de acordo com Brown e Weir (2001), que consistia em pedalar por cinco minutos em um ciclo ergômetro, com uma carga entre 45 e 65 watts. Após o aquecimento geral, com o participante em posição agachada, foi demarcada a altura, em relação ao solo, do ponto médio entre o trocânter e o epicôndilo lateral do fêmur, marcado na lateral da coxa, de cada voluntário. Essa altura foi marcada de acordo com a limitação de cada voluntário, em uma posição que o participantes tivesse equilíbrio quando agachado, e correspondeu a uma angulação que variou entre 90° e 120° de flexão do joelho. Essa marcação foi feita no equipamento utilizado na avaliação para delimitar a amplitude de movimento do agachamento. Em seguida, o participante executou um

aquecimento específico que consistiu na realização de oito repetições de agachamento livre com uma carga de 50% do valor de 1RM estimado baseada na experiência de cada voluntário com o movimento. Em seguida, foi executada mais um série, dessa vez de três repetições, com 70% do valor de 1RM estimado. Foi dado um minuto de descanso entre as séries de aquecimento específico.

Após o aquecimento específico foi realizado um teste de predição de 1RM. De acordo com a experiência dos voluntários com o movimento de agachamento livre, foi estipulada uma carga com a qual eles conseguissem realizar no máximo 10 repetições deste exercício com a mesma angulação determinada no aquecimento. De acordo com a quantidade de repetições realizadas com a carga estipulada, foi feita a predição de 1RM do agachamento seguindo os fatores de repetição da tabela de Baechle, 1992 (Tabela 7) apresenta índices, que multiplicados pela carga com que foram realizadas as repetições, inferiores ou iguais a 10, determinam o possível valor de 1RM do voluntário. Quando o participante realizasse mais de 10 repetições com a carga estipulada para a predição, era dado um intervalo de dois minutos de descanso e mais uma tentativa seria feita com uma carga maior.

Tabela 7 - Tabela de BEACHLE (1992).

REPETIÇÕES COMPLETADAS	FATOR DE REPETIÇÃO
1	1,00
2	1,07
3	1,10
4	1,13
5	1,16
6	1,20
7	1,23
8	1,27
9	1,32
10	1,36

Após a estimativa da carga inicial de 1RM, foi iniciado o teste das cargas para a obtenção do valor real de 1RM de agachamento livre. As execuções subsequentes foram com cargas progressivamente mais pesadas até o indivíduo executar apenas um agachamento com a amplitude adequada. Caso o voluntário não realizasse uma repetição completa com determinada carga, foi realizada uma tentativa com uma carga menor que a da execução incompleta. O procedimento foi repetido até que o valor de 1RM fosse determinado com precisão. O intervalo de descanso entre as séries foi de quatro minutos e não foram realizadas mais que cinco tentativas para a determinação do valor de 1RM.

3.2.2. Avaliação Isocinética

Esta avaliação foi realizada no segundo ou no terceiro dia de coleta, conforme o contrabalanceamento. Este teste consistiu na obtenção da razão do pico de torque entre os músculos isquiotibiais e músculos do quadríceps (razão I/Q), considerada como medida padrão, obtida no dinamômetro isocinético. O torque muscular na extensão e flexão do joelho foi avaliado por meio do Dinamômetro Isocinético Biodex Sistem III (Biodex Medical, Inc., Shirley, NY), com frequência de amostragem de 100 Hz.

Os voluntários acomodaram-se no dinamômetro em uma posição confortável, de tal forma que fosse permitido o movimento livre e confortável de flexão e extensão do joelho e que o seu quadril permanecesse fixo no encosto da cadeira, para evitar qualquer movimento indevido. Após o posicionamento do participante, o eixo de rotação do aparelho foi alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur do membro dominante avaliado, foi ajustado também o apoio para a fixação da cinta do braço de força da máquina de acordo com o tamanho do membro de cada participante. Após esses ajustes foram afixados os cintos de segurança no tronco, pélvis, coxa e perna a fim de minimizar movimentos corporais durante a execução do exercício.

Após esses ajustes foram delimitados no dinamômetro os ângulos inicial e final de movimento do teste, essa amplitude de movimento correspondeu a 80° de movimentação, sem hiperextensão do joelho. Foi determinado também, no dinamômetro, o ângulo de 90° de flexão do joelho. O membro inferior avaliado foi pesado pelo próprio dinamômetro a uma angulação de 35°, sem contração muscular em todo o membro. A correção da gravidade foi feita antes dos testes para reduzir o risco de dados incorretos (ROSENE; FOGARTY; MAHAFFEY, 2001).

Foi explicado aos sujeitos como funcionaria o teste realizado naquele aparelho, sendo atribuído tempo suficiente para adaptação ao dinamômetro. Os participantes, primeiramente, realizaram um protocolo de aquecimento que consistiu em 10 repetições a uma velocidade de 180°/s de extensão e flexão de joelho, concêntrica/concêntrica, ou seja, os sujeitos realizaram força tanto para extensão quanto para flexão de joelho. Após a execução do aquecimento, foi realizado o teste para a obtenção do valor da razão I/Q de acordo com Benck, David e Carmo (2016).

Este teste consistiu em duas séries de quatro repetições a uma velocidade de 60%/s, de forma concêntrica/concêntrica, com intervalo de recuperação de dois minutos entre as séries. As variáveis de interesse são o Pico de Torque Normalizado pelo peso corporal da perna dominante tanto para os músculos isquiotibiais como para o quadríceps femoral e, a partir desses dados, foi calculada a razão entre o pico de torque desses músculos.

3.2.3. Agachamento Livre Instrumentalizado

Este teste também foi realizado no segundo ou no terceiro dia de coleta, conforme o contrabalanceamento. Antes da execução do agachamento livre instrumentalizado, os goniômetros do joelho e do quadril foram calibrados nas angulações de 30°, 60° e 120°. Após a calibração, foram colocados os eletrodos, para análise eletromiográfica, nos músculos vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral e semitendíneo, do membro dominante do voluntário. Após esse procedimento o participante realizou um aquecimento que consistiu em duas séries de 15 repetições de agachamento livre sem carga, com um minuto de intervalo entre cada série. Esse aquecimento foi executado a uma velocidade de dois segundos para fase excêntrica e dois segundos para a fase concêntrica, ditada por um metrônomo. O aquecimento foi usado como adaptação à velocidade de execução do teste de 10 repetições de agachamento. Após o aquecimento foi realizado o teste de contração isométrica voluntária máxima de agachamento, em uma gaiola como ilustrada na Figura 2.

Para a execução do teste de contração isométrica voluntária máxima, foi utilizada a marcação feita na gaiola, no primeiro dia de coleta, que delimitou a amplitude de movimento do agachamento. Baseada nessa marcação, os participantes foram posicionados na gaiola e realizaram sempre a mesma amplitude de movimento de acordo com a angulação definida anteriormente, orientada pela marcação na gaiola da altura do ombro do participante agachado. A barra foi colocada no apoio mais próximo a essa marcação. Para que a isometria fosse mantida durante o teste, foi utilizada uma carga com 60 quilogramas a mais que a carga da repetição máxima determinada no primeiro dia de coleta. O participante,

então, posicionou-se embaixo da barra e executou duas séries de quatro segundos de força isométrica máxima, com quatro minutos de descanso entre cada série.

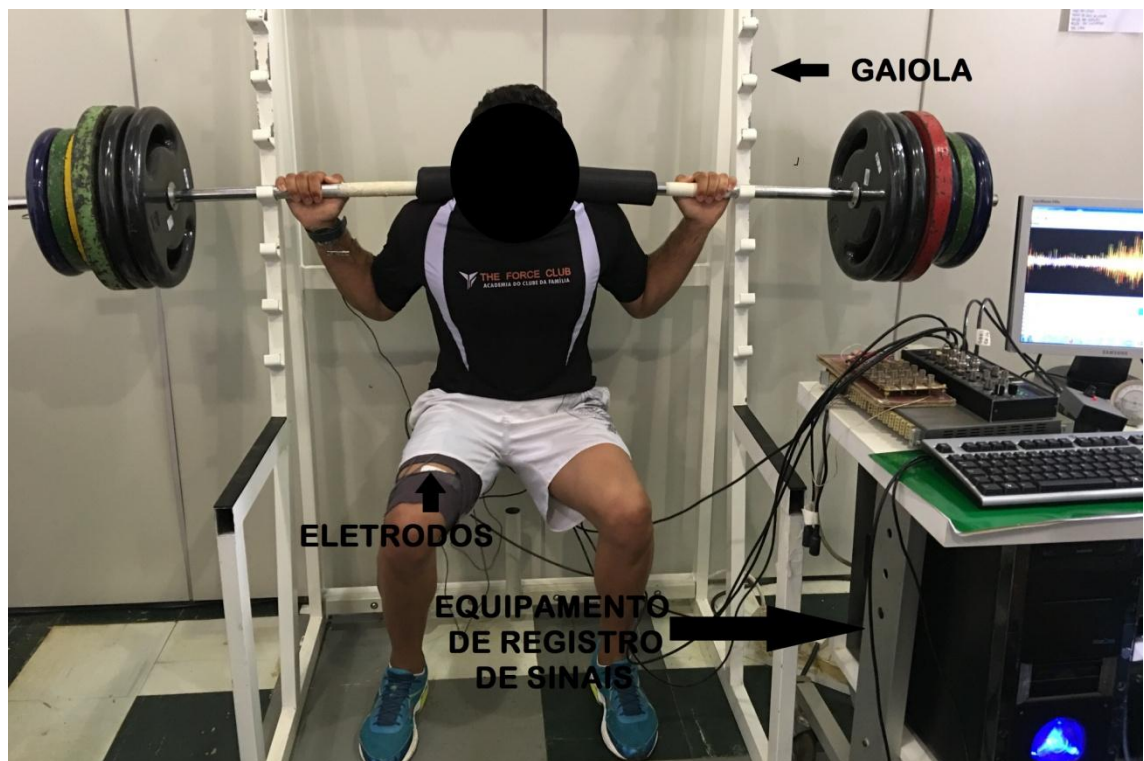


Figura 2 - Posicionamento do sujeito na gaiola para o teste de contração isométrica voluntária máxima.

Após esse procedimento, foram posicionados, no membro avaliado, dois goniômetros para a análise do deslocamento angular do joelho e do quadril. O centro do goniômetro do quadril foi posicionado no trocânter, sua haste superior foi alinhada com a linha lateral do tronco e sua haste inferior foi alinhada com a linha lateral da coxa. O centro do goniômetro do joelho foi posicionado no epicôndilo lateral do fêmur, sua haste superior foi alinhada com a linha lateral da coxa e sua haste inferior foi alinhada com a linha lateral da perna. Os goniômetros foram posicionados no lado do membro inferior dominante de cada participante.

Após posicionamento dos goniômetros, os voluntários realizaram o teste de 10 repetições de agachamento livre, com a carga de 70% do valor de 1RM verificado no primeiro dia de coleta. Durante a execução dos testes foi dado incentivo verbal aos participantes. A amplitude de movimento e o ritmo de execução do agachamento controlados. Como no aquecimento, foi utilizado um metrônomo para determinar a

cadência de execução do exercício, a velocidade de execução foi de dois segundos para a fase excêntrica e dois segundos para a fase concêntrica. Os sinais foram coletados com uma frequência de 2000 Hz.

3.2.4. Eletromiografia

Os sinais de eletromiografia foram coletados durante o agachamento livre instrumentalizado. Para coletar esse sinais, foram colocados quatro eletrodos para os músculos vasto medial, vasto lateral, semitendíneo e bíceps femoral, apenas do membro dominante do participante. Foi seguido o protocolo sugerido pelo projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) e o eletromiógrafo utilizado foi da marca *Delsys-Bagnoli 2* (DeiSys Inc., Boston, MA, EUA) com frequência de amostragem de 2.000Hz. Foram utilizados eletrodos bipolares (Ag/ AgCl) pré-amplificados com ganho de 1.000V/V, filtro passa-faixa de 20Hz a 450Hz e distância intereletródica de 1 cm. O sinal eletromiógrafo obtido foi transferido para o computador por placa análoga-digital de 12 bits (National Instruments, modelo PCI 6024E, Austin, EUA).

Os eletrodos foram posicionados após a tricotomização e limpeza da região com álcool. O eletrodo do músculo vasto lateral foi posicionado a 2/3 da distância de uma linha criada entre a espinha ilíaca superior e a parte lateral da patela. O eletrodo do músculo vasto medial foi posicionado a 80% da distância entre a espinha ilíaca superior e a borda lateral do ligamento medial. O eletrodo referente ao músculo bíceps femoral foi posicionado a 50% da distância da linha entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo lateral da tíbia. E, por último, o eletrodo referente ao músculo semitendíneo foi posicionado a 50% da linha entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo medial da tíbia, como mostrado na Figura 3.

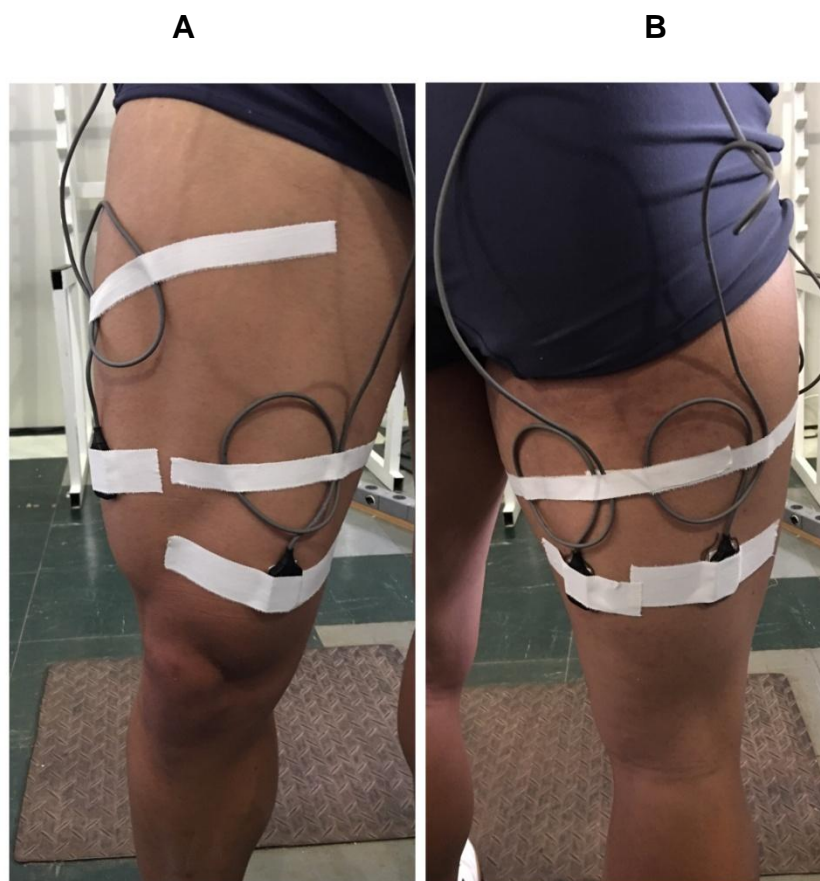


Figura 3 - A) Posicionamento dos eletrodos dos músculos vasto medial (direita) e vasto lateral (esquerda). B) Posicionamento dos eletrodos dos músculos bíceps femoral (direita) e semitendíneo (esquerda).

3.3. Processamento dos dados

Para o processamento de todos os dados foi utilizado o programa computacional Matlab 6.5 (Mathworks – Natick, EUA). A única exceção encontra-se no cálculo da razão I/Q que foi fornecido diretamente pelo dinamômetro isocinético. Dos dados obtidos durante o agachamento livre instrumentalizado, foram escolhidas as cinco execuções mais centrais evitando variáveis alheias ao estudo como possível adaptação ao ritmo de execução, no início, ou fadiga muscular, no final. Na Figura 4 podemos verificar, na linha azul, o deslocamento angular das articulações durante as execuções. As marcações com asteriscos pretos e verdes indicando as cinco execuções escolhidas. Os respectivos sinais eletromiográficos estão representados em vermelho.

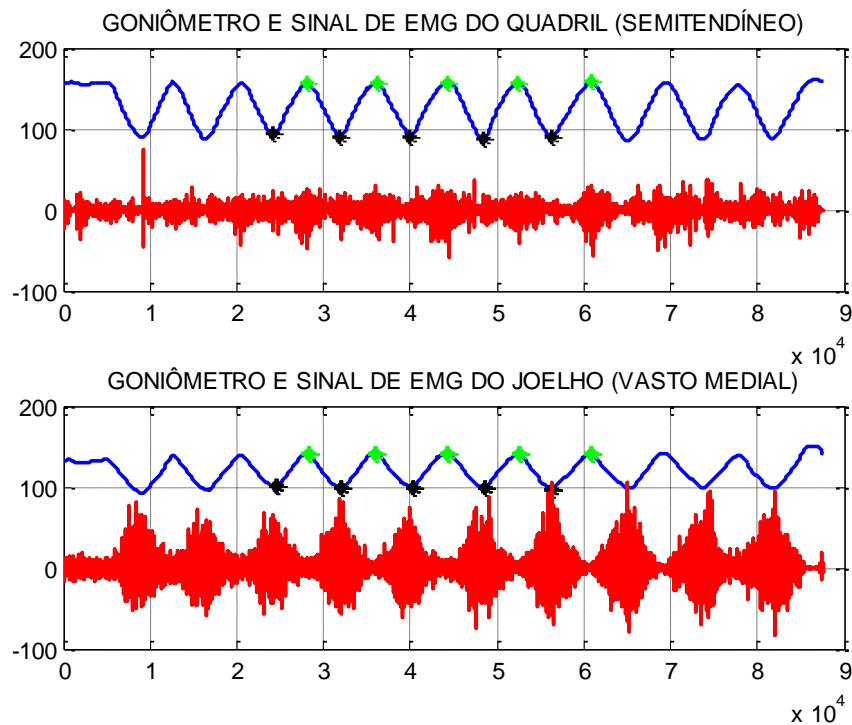


Figura 4 – Curvas do goniômetro (linha em azul) e sinal eletromiográfico (em vermelho) do quadril e do joelho, respectivamente. Os asteriscos pretos indicam o início de cada parte concêntrica das cinco execuções centrais escolhidas. Já os asteriscos verdes indicam o fim dessa parte da execução.

3.3.1. Cálculo da razão I/Q no dinamômetro isocinético

O cálculo da razão I/Q consistiu na divisão do maior valor do pico de torque encontrado na flexão do joelho pelo maior valor do pico de torque encontrado na extensão dessa articulação. Esse índice representa a diferença de força entre os músculos isquiotibiais e quadríceps femoral. Foi considerado o maior valor de razão I/Q apresentado entre as duas séries executadas.

3.3.2. Cálculo da diferença entre o instante de início da extensão do joelho e do quadril (J-Q)

No registro dos sinais, uma única placa A/D foi utilizada, garantindo a sincronização temporal da coleta dos dados. Assim, o número das amostras dos

dados, representa o tempo em que ocorreram os fenômenos observados. Como a frequência de amostragem foi de 2000 Hz, podemos exemplificar, que a amostra de número 4000 foi coletada a dois segundos do início da digitalização. O número da amostra do início da extensão do joelho foi subtraído do número da amostra do início da extensão do quadril. Este valor indica a diferença entre o instante de início da movimentação do joelho em relação ao quadril.

3.3.3. Cálculo da velocidade angular do quadril e do joelho (VAQ e VAJ)

Curvas de calibração diárias para cada goniômetro foram realizadas permitindo a conversão de tensão em graus (Figura 5). Os goniômetros, feitos no próprio laboratório, eram calibrados diariamente nas angulações de 30°, 60° e 120°. Observa-se que os potenciômetros que compõem os goniômetros apresentam resposta linear.

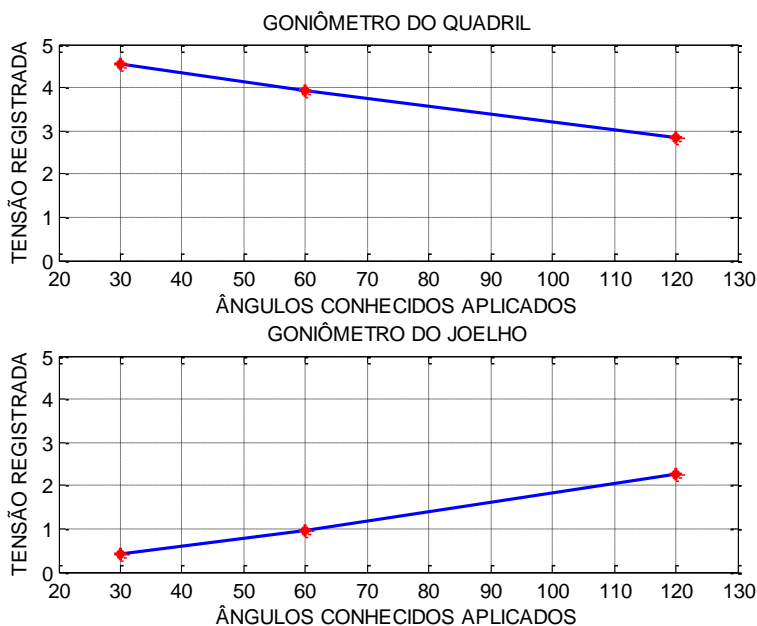


Figura 5 – Representação da linearidade dos potenciômetros utilizados nos respectivos goniômetros.

Foram calculados os menores valores do deslocamento angular nas execuções escolhidas. Estes valores indicam o início da parte concêntrica de cada repetição (Figura 4), onde os asteriscos pretos representam esse momento. Como a

execução do agachamento foi controlada por um metrônomo que ditava o tempo de dois segundos na parte concêntrica, foi adotado o tempo de 250 milissegundos (12,5% do movimento) como o intervalo imediatamente após o início da execução. Assim, foram obtidas amostras suficientes para processamentos significativos (500 amostras). Então, foi calculada a média da derivada desses intervalos que representam a velocidade angular média de cada articulação.

3.3.4. Cálculo do RMS no início da parte concêntrica

OS sinais de EMG-S, de cada participante, foram normalizados pelo respectivo pico do sinal do vasto medial durante a execução das dez repetições de agachamento livre instrumentalizado. Com o cálculo da localização do início da parte concêntrica das execuções escolhidas, foi feito um janelamento retangular, de 250 ms, a partir desse ponto, do sinal de eletromiografia do respectivo músculo. Ou seja, o goniômetro do quadril indicou o início do janelamento dos músculos semitendíneo e bíceps femoral, já o do joelho, os músculos vasto medial e vasto lateral. Este intervalo foi escolhido mediante estudo da segunda derivada do deslocamento angular que representa a aceleração angular. O cálculo do RMS foi regido pela equação 1.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad \text{equação 1}$$

Onde, N representa o número de amostras e x_i , cada amostra desse janelamento. Já a normalização do RMS dos músculos pelo pico do vasto medial na execução das dez repetições foi feita de acordo com equação 2, representando uma proporção do RMS dos músculos analisados em relação ao vasto medial.

$$X = \frac{RMS_{ST} \cdot 100\%}{RMS_{VM_{m\acute{a}x}}} \quad \text{equação 2}$$

Onde, X representa a proporção do RMS do músculo semitendíneo em relação ao pico do RMS do vasto medial. Essa normalização foi feita para todos os músculos analisados pela EMG-S.

3.3.5. Cálculo do RMS durante a fase de aceleração, de desaceleração e de velocidade constante da parte concêntrica

Os procedimentos para os respectivos cálculos seguiram o raciocínio descrito anteriormente. Como dito, os primeiros 250 ms a partir do início da extensão de cada articulação foi considerada a fase de aceleração. Os valores do RMS descritos anteriores foram aproveitados. O cálculo do RMS seguiu o apresentado na equação 1.

Os maiores valores do deslocamento angular de cada execução, asteriscos verdes na Figura 4, foram considerados como o fim da parte concêntrica. Novo janelamento retangular de 250 ms, do sinal eletromiográfico do respectivo músculo, foi feito, tendo como fim esse ponto. Mais uma vez o cálculo do RMS seguiu o apresentado na equação 1.

Por fim, o intervalo entre os dois janelamentos foi considerado a fase de velocidade constante da parte concêntrica. O último janelamento do sinal eletromiográfico do respectivo músculo foi de tamanho variado, porém, seguindo os procedimentos praticados. A figura 6 apresenta a divisão dessas fases da parte concêntrica do agachamento, sendo a região delimitada pelo quadrado verde a fase de aceleração, a região delimitada pelo quadrado vermelho a fase de desaceleração e a região delimitada pelo quadrado preto a fase sem aceleração.

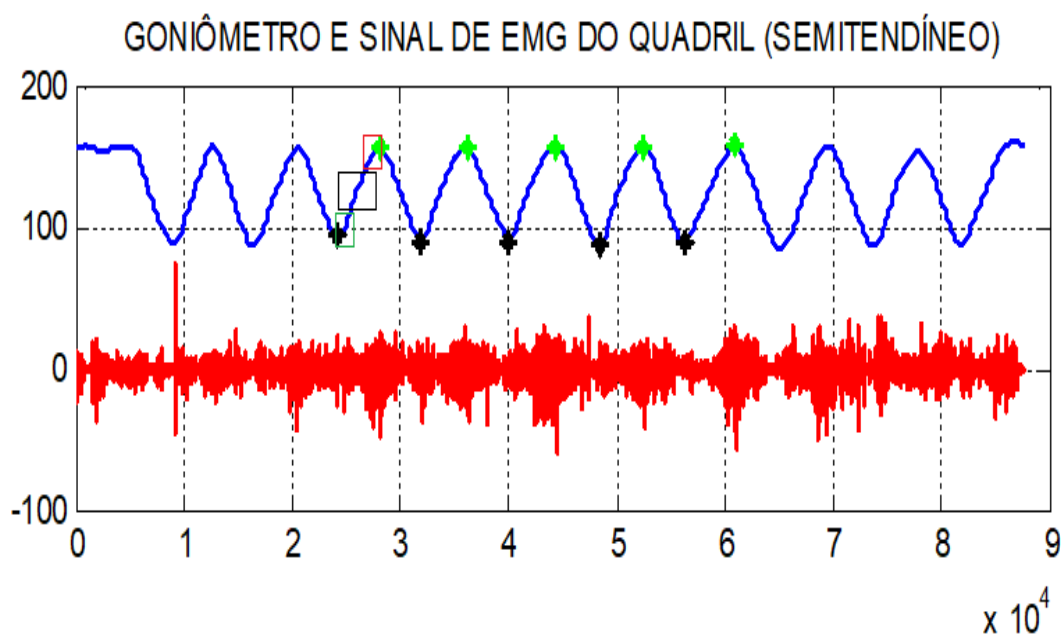


Figura 6 - Divisão da fase concêntrica do agachamento nas fases de aceleração (região delimitada pelo quadrado verde), desaceleração (região delimitada pelo quadrado vermelho) e sem aceleração (região delimitada pelo quadrado preto).

A média dos valores de RMS nessas três situações, respectivamente, foi feita para a análise estatística. A fase sem aceleração teve janela variada entre os participantes, pois em alguns casos essa fase durou mais tempo quando retirados os 250 ms de aceleração e os 250 ms de desaceleração. A divisão da parte concêntrica do agachamento foi feita, pois, segundo o estudo de Yoo (2016), existem diferenças na ativação muscular de anterior e posterior de coxa durante as fases de aceleração e desaceleração da parte concêntrica do agachamento livre. Na análise do RMS nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração, foram selecionados os músculos vasto medial, entre os extensores de joelho, e semitendíneo, entre os extensores de quadril, por apresentarem os maiores valores de RMS.

3.3.6. Cálculo da razão RMSi/RMSq durante as fases de aceleração, de desaceleração e de velocidade constante da parte concêntrica

O valor médio do RMS relativo ao músculo semitendíneo, descrito anteriormente, foi dividido pelo valor médio do RMS relativo ao músculo vasto

medial, em cada fase estudada. Esse produto foi chamado de razão RMSi/RMSq da fase de aceleração, de desaceleração e sem aceleração da parte concêntrica.

3.3.7. Cálculo da razão pico do RMS do semitendíneo/pico do RMS do vasto medial

Um último processamento foi realizado. Por meio de uma janela deslizante de 250 ms, foi calculado o maior valor do RMS (pico do RMS) dos músculos vasto medial e semitendíneo na parte concêntrica de cada execução. Nessa situação não houve preocupação com a localidade do pico do RMS, na parte concêntrica. Então, os valores médios de cada fase seguiram o mesmo procedimento descrito. O valor médio do RMS relativo ao músculo semitendíneo foi dividido pelo valor médio do RMS relativo ao músculo vasto medial, em cada fase estudada. Esse produto foi chamado de razão (pico do RMS do semitendíneo/pico do RMS do vasto medial).

3.4. Análise estatística

A análise estatística dos dados foi feita com a utilização do software Microsoft Excel 2013. Para descobrir se existe relação entre as variáveis RMS médio de cinco repetições do agachamento livre instrumentalizado dos músculos vasto medial, vasto lateral, semitendíneo, bíceps femoral e os valores da razão I/Q obtidos pelo dinamômetro isocinético, foi utilizada a correlação bisserial.

A correlação bisserial é utilizada quando uma das variáveis é dicotômica. (FIELD, 2009, p.146). Essa variável dicotômica apresenta duas categorias, neste estudo os participantes foram classificados nas categorias razão I/Q equilibrada, com valores superiores a 0,50, e sujeitos com razão I/Q desequilibrada, com valores inferiores a 0,50. Então foi feita uma correlação entre os valores médios do RMS dos músculos e uma razão I/Q alta (>0,50), baixo risco, ou uma razão I/Q baixa (<0,50), alto risco. O valor de 0,50 foi usado como parâmetro para a classificação dos participantes com razão I/Q equilibrada e desequilibrada pois nos estudos utilizados como base na revisão de literatura os valores de razão I/Q encontrados na velocidades de 60°/s, na avaliação isocinética, eram entre 0,50 e 0,60. Como no

estudo de Grygorowicz e colaboradores (2010), que os autores encontraram um valor médio de razão I/Q convencional de 0,58 no grupo de participantes sem lesões.

Essa correlação bisserial também foi feita entre os valores do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração da parte concêntrica do agachamento e os valores da razão I/Q convencional. Também foi calculada essa correlação entre os valores da razão RMS_i/RMS_q , divisão do valor do RMS do semitendíneo pelo valor do RMS do vasto medial, nessas três fases em que a parte concêntrica do agachamento foi dividida, e os valores da razão I/Q convencional, considerando também valores maiores de 0,50 ($>0,50$) uma razão alta e valores menores de 0,50 ($<0,50$) uma razão baixa.

Por último, a correlação bisserial foi feita entre os valores da razão do pico RMS_i/RMS_q , que consiste na divisão do pico do RMS no semitendíneo pelo pico do RMS do vasto medial das 10 repetições de agachamento livre instrumentalizado, e os valores da razão I/Q convencional. Nessa correlação, também foram consideradas as mesmas categorias que nas análises anteriores.

4. Resultados

Foram obtidos os valores da razão I/Q dos 17 participantes resultantes do teste realizado no dinamômetro isocinético. Esses valores já são dados pelo próprio dinamômetro. A tabela 8 mostra os valores da razão I/Q convencional de todos os participantes.

Tabela 8 - Valores da razão I/Q convencional dos participantes (razão I/Q > 0,50: equilibrada; razão I/Q < 0,50: desequilibrada).

PARTICIPANTE	I/Q	CLASSIFICAÇÃO
1	0,54	EQUILIBRADA
2	0,60	EQUILIBRADA
3	0,48	DESEQUILIBRADA
4	0,51	EQUILIBRADA
5	0,58	EQUILIBRADA
6	0,42	DESEQUILIBRADA
7	0,49	EQUILIBRADA
8	0,55	EQUILIBRADA
9	0,37	DESEQUILIBRADA
10	0,60	EQUILIBRADA
11	0,71	EQUILIBRADA
12	0,62	EQUILIBRADA
13	0,67	EQUILIBRADA
14	0,44	DESEQUILIBRADA
15	0,51	EQUILIBRADA
16	0,48	DESEQUILIBRADA
17	0,54	EQUILIBRADA
MÉDIA±DP	0,54±0,09	

De acordo com a tabela 8, é possível observar que de 17 participantes, seis apresentaram razão I/Q inferior ao valor estipulado como uma razão equilibrada (0,50). Por isso, a média da razão I/Q dos participantes (0,54±0,09) é superior ao

valor de 0,50, o que representa que a maioria dos participantes do estudo não possui uma tendência a desequilíbrio na articulação do joelho.

A tabela 9 apresenta os valores da variável instante de início da extensão do joelho menos o instante de início da extensão do quadril (J-Q), da velocidade angular do quadril (VAQ) e da velocidade angular do joelho (VAJ). Os valores negativos da variável J-Q indicam que a articulação do joelho começa a movimentar antes da articulação do quadril, já os valores positivos indicam que a articulação do quadril começa a movimentar antes da articulação do joelho.

Tabela 9 - Valores médios e desvio padrão das variáveis instante de início da extensão do joelho menos o instante de início da movimento do extensão (J-Q), da velocidade angular do quadril (VAQ) e da velocidade angular do joelho (VAJ).

	JOELHO- QUADRIL (amostras)	VEL ANG QUADRIL (°/s)	VEL ANG JOELHO (°/s)
MÉDIA±DP	81,012±143,553	10,75±3,47	15,19±3,92

De acordo com os resultados apresentados na tabela 9, pode-se observar que na maioria dos participantes o movimento do quadril iniciou antes que o movimento do joelho e que a velocidade angular do joelho foi maior que a velocidade angular do quadril nesse intervalo de tempo. Foi feita a correlação bisserial entre os valores de J-Q, de VAQ e de VAJ e os valores da razão I/Q convencional. A tabela 10 apresenta essas correlações.

Tabela 10 - Correlações bisserial entre os valores das variáveis instante de início do joelho menos o instante de início do quadril (J-Q), velocidade angular do quadril (VAQ), velocidade angular do joelho (VAJ) e a razão I/Q convencional.

	J-Q	VAQ	VAJ
CORRELAÇÃO BISSERIAL	0,26	-0,51	0,28

A tabela 11 apresenta os valores do RMS dos músculos vasto medial, vasto lateral, semitendíneo e bíceps femoral. Os sinais de eletromiografia desses músculos foram normalizados pelo pico do vasto medial pois foi a musculatura que apresentou maior pico de ativação.

Tabela 11 - Valores médios e desvio padrão do RMS dos músculos vasto medial (RMS VM), vasto lateral (RMS VL), semitendíneo (RMS ST) e bíceps femoral (RMS BF).

	RMS VM (mv)	RMS VL (mv)	RMS ST (mv)	RMS BF (mv)
MÉDIA±DP	24,87±25,06	24,07±15,76	4,10±2,46	4,00±3,67

Foi feita a correlação bisserial entre os valores do RMS e os valores da razão I/Q apresentados na tabela 8. A tabela 12 apresenta os valores das correlações bisserial entre os valores de RMS de cada músculo e os valores da razão I/Q.

Tabela 12 - Correlações bisserial entre os valores de RMS dos músculos vasto medial (RMS VM), vasto lateral (RMS VL), semitendíneo (RMS ST), bíceps femoral (RMS BF) e a razão I/Q convencional.

	RMS VM	RMS VL	RMS ST	RMS BF
CORRELAÇÃO BISSERIAL	0,56	0,55	0,74	-0,18

Foi calculado o RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo as fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração da parte concêntrica do agachamento livre. A tabela 13 apresenta os valores médios e desvio padrão do RMS dos músculos em cada fase.

Tabela 13 - Valores médios e desvio padrão do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração.

	RMS VM ACE(mv)	RMS VM DES(mv)	RMS VM SEM(mv)	RMS ST ACE(mv)	RMS ST DES(mv)	RMS ST SEM(mv)
MÉDIA±DP	24,87±25,06	3,59±5,70	12,49±3,95	4,10±2,46	4,15±2,64	5,49±2,72

A tabela 14 apresenta os valores da correlação bisserial feita entre os valores do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo nas três fases analisadas da parte concêntrica do agachamento livre e a razão I/Q convencional.

Tabela 14 - Correlação bisserial entre os valores do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo, nas fases de aceleração, desaceleração, sem aceleração e os valores da razão I/Q convencional.

	RMS VM ACE	RMS VM DES	RMS VM SEM	RMS ST ACE	RMS ST DES	RMS ST SEM
CORRELAÇÃO BISSERIAL	0,56	0,08	0,63	0,74	0,23	0,47

A tabela 15 apresenta os valores médios e desvio padrão da razão RMSi/RMSq nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração.

Tabela 15 - Valores médios e desvio padrão da razão RMSi/RMSq nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração.

	RMSi/RMSq ACE	RMSi/RMSq DES	RMSi/RMSq SEM
MÉDIA±DP	0,31±0,56	3,78±4,97	0,46±0,22

A correlação bisserial também foi feita entre os da razão RMSi/RMSq nessas três fases e a razão I/Q convencional. A tabela 16 apresenta essas correlações.

Tabela 16 - Correlação bisserial entre os valores da razão RMSi/RMSq nas fases de aceleração, desaceleração, sem aceleração e a razão I/Q convencional.

	RMSi/RMSq ACE	RMSi/RMSq DES	RMSi/RMSq SEM
CORRELAÇÃO BISSERIAL	-0,19	0,05	-0,02

A razão RMSi/RMSq do pico do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo durante a parte concêntrica do agachamento livre instrumentalizado foi calculada. A tabela 17 apresenta os valores médios e desvio padrão dessa razão de todos os participantes.

Tabela 17 - Valores médios e desvio padrão da razão RMSi/RMSq do pico do RMS do vasto medial e do semitendíneo.

	RMSi/RMSq
MÉDIA±DP	0,44±0,23

A última correlação feita neste estudo foi a correlações bisserial entre os valores da razão RMSi/RMSq do pico do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo durante a fase concêntrica do agachamento livre instrumentalizado e a razão I/Q convencional. A valor encontrado dessa correlação foi **-0,22**.

6. Discussão

Este estudo teve como objetivo verificar se o desequilíbrio muscular dos isquiotibiais em relação ao quadríceps femoral pode ser identificado utilizando a goniometria associada à eletromiografia durante a execução do exercício de agachamento livre. Por meio da avaliação isocinética, foi possível obter os valores da razão I/Q convencional dos participantes. O valor médio apresentado dos participantes deste estudo foi de $0,54 \pm 0,09$. Esse valor se aproxima com o encontrado por Grygorowicz e colaboradores (2010). Os autores encontraram um valor médio de razão I/Q de 0,58, no teste executado a uma velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$ com o grupo de participantes sem lesões (grupo A), assim como no presente estudo que foi realizado o teste no dinamômetro isocinético também a $60^\circ/\text{s}$ com indivíduos sem lesões nos membros inferiores.

O estudo de Lee e colaboradores (2015) também encontrou, tanto no grupo com lesão quanto no grupo controle, valores de razão I/Q, a $60^\circ/\text{s}$, entre 0,50 e ,060 ($0,56 \pm 0,17$, grupo com lesão, e $0,58 \pm 0,006$, grupo controle). Tendo como referência esses valores, no presente estudo o valor de razão I/Q convencional utilizado como base para classificação dos participantes foi 0,50. Participantes com razão I/Q menores que 0,50 foram considerados com desequilíbrio na articulação do joelho e participantes com razão I/Q superiores a 0,50 foram considerados com equilíbrio nessa articulação.

Os resultados obtidos com a análise do deslocamento angular do quadril e do joelho demonstram que, na maioria dos participantes, o movimento da articulação do quadril se inicia antes do movimento da articulação do joelho durante a execução do agachamento livre, a variável utilizada para essa análise foi o instante de início do movimento do joelho menos o instante de início do movimento do quadril (J-Q). Apenas três participantes apresentaram o movimento de joelho iniciando antes do movimento de quadril. Essa variável representa uma relação entre o movimento das articulações analisadas, quanto maior o seu valor, significa um maior tempo entre o início de movimento do joelho e do quadril. Os valores positivos dessa variável indicam que a articulação do quadril começa a se movimentar antes que o joelho. Já os valores negativos indicam que a articulação do joelho começa antes. Portanto

concluiu-se, com o valor médio dessa variável ($81,012 \pm 143,553$), que o movimento do quadril inicia antes que o movimento do joelho.

Outro resultado obtido com a análise do deslocamento angular dessas articulações foi a velocidade angular. Os resultados mostram que a velocidade angular do joelho ($15,19 \pm 3,92$) é maior que a do quadril ($10,75 \pm 3,47$), também na maioria dos participantes. A musculatura anterior da coxa, quadríceps femoral, é capaz de produzir mais força que a musculatura posterior da coxa, isquiotibiais. Essa diferença de força entre essas musculaturas pode ser a responsável pela maior velocidade de extensão de joelho, executada pelo quadríceps femoral, em relação a velocidade extensão de quadril, executada pelos isquiotibiais. As correlações feitas entre os valores do instante de início da extensão do joelho menos o instante de início da extensão do quadril (J-Q) e razão I/Q convencional foi de 0,26, entre a velocidade angular do quadril (VAQ) e razão I/Q convencional foi de -0,51 e entre a velocidade angular do joelho (VAJ) e razão I/Q convencional -0,28.

A mais alta das correlações foi entre a variável VAQ e a razão I/Q convencional, esse valor negativo significa que as variáveis são inversamente proporcionais, quanto menor a velocidade angular do quadril, maior a razão I/Q convencional. Conclui-se que a velocidade angular segue a supremacia, observada também nos parâmetros de força, do quadríceps femoral sobre os isquiotibiais, isso significa que além de o quadríceps femoral produzir maior força em relação aos isquiotibiais, ele também produz movimentos articulares mais rápidos. Entretanto, apresentam pouca sensibilidade (-0,51 e 0,28, respectivamente) para identificar o desequilíbrio muscular procurado.

Pode-se observar, com os resultados, encontrados que os valores médios de RMS mais altos, no grupo extensor do joelho, foi do vasto medial ($24,87 \pm 25,06$ mv) e, no grupo dos extensores de quadril, foi o semitendíneo ($4,10 \pm 2,46$ mv). Esses resultados estão em conformidade com os achados no estudo de Gullett e colaboradores (2009). Neste estudo, esses músculos também foram os mais ativados durante os dois tipos de agachamento livre analisados nesse estudo, *back* e *front squat*. No presente estudo, esses resultados encontrados foram correspondentes aos primeiros 250 milissegundos da parte concêntrica do agachamento. Altos valores de RMS dos músculos vasto medial e vasto lateral

acompanham o afirmado anteriormente, que a maior velocidade angular da articulação do joelho se deve a força do grupo muscular que movimento essa articulação.

Como resultado das correlações feitas neste estudo, foram encontradas correlações altas entre o RMS do músculo semitendíneo e os valores da razão I/Q convencional. Foi encontrado o valor de correlação bisserial de 0,74. Este valor positivos de correlação representa que os fenômenos são diretamente proporcionais, quanto maior o valor do RMS do semitendíneo maior o valor da razão I/Q convencional, o que demonstra a importância do músculo semitendíneo no equilíbrio muscular do joelho. O RMS do vasto medial apresentou uma correlação bisserial de 0,56 com a razão I/Q convencional e o RMS do vasto lateral apresentou correlação bisserial de 0,55 com a razão I/Q convencional.

Neste estudo, os sinais de EMG-S de todos os músculos foram normalizados pelo pico do RMS do músculo vasto medial. Essa normalização gerou uma razão RMS_i/RMS_q entre o RMS de todos os músculos e o RMS do vasto medial, criando um percentual de ativação entre eles. Portanto o valor da correlação entre o RMS do semitendíneo e a razão I/Q convencional (0,74), além de demonstrar a importância do semitendíneo no equilíbrio muscular do joelho, também apresenta uma relação diretamente proporcional entre a razão RMS_i/RMS_q , gerada pela normalização com o vasto medial e a razão I/Q convencional. Essa razão gerada pela normalização representa uma proporção de ativação dos músculos em relação ao músculo vasto medial.

Também foi feita uma divisão da parte concêntrica do agachamento em fase de aceleração, desaceleração e sem aceleração. Os músculos analisados nessas três fases foram o vasto medial e o semitendíneo por serem os representantes dos dois grupos musculares analisados de maior valor de RMS, $24,87 \pm 25,06$ mv e $4,10 \pm 2,46$ mv, respectivamente. Os menores valores médios de RMS do músculo vasto medial foram encontrados durante a fase de desaceleração, $3,59 \pm 5,70$ mv. A fase de desaceleração foi a única que apresentou valor médio de RMS do vasto medial menor que do semitendíneo, demonstrando uma maior ativação dessa musculatura durante a fase final da parte concêntrica do agachamento.

O RMS do semitendíneo na fase de aceleração da parte concêntrica do agachamento apresentou correlação bisserial de 0,74 e o RMS do vasto medial durante a fase sem aceleração da parte concêntrica do agachamento apresentou correlação bisserial de 0,63. Esses valores são expressivos para utilizarmos como indicadores do desequilíbrio estudado.

Foi calculado os valores da razão RMSi/RMSq nessas três fases. Na fase sem aceleração, foram encontrados valores dessa razão, com uma média de $0,46 \pm 0,22$, muito próximos aos valores de razão I/Q convencional obtidos pelo teste no dinamômetro isocinético ($0,54 \pm 0,09$). Na fase sem aceleração, pode-se observar valores mais equilibrados de RMS entre o vasto medial e o semitendíneo, por isso resulta também em uma razão mais equilibrada. Porém, não apresentaram valores de uma correlação expressiva (-0,02). Na fase de aceleração, os valores da razão RMSi/RMSq na fase de aceleração foram muito baixos em relação aos valores da razão I/Q convencional, com o valor médio de $0,31 \pm 0,56$, esse aspecto é justificado pelo maior valor de RMS do vasto medial que foi observado nessa fase. Já na fase de desaceleração, os valores da razão RMSi/RMSq foram maiores que os valores da razão I/Q convencional, com valor médio de $3,78 \pm 4,97$, esse valor alto é justificado pelos valores de RMS do músculo vasto medial menores que os valores de RMS do semitendíneo, o que gera uma razão de valor alto.

O estudo de Yoo (2016) também encontrou valores de razão RMSi/RMSq superiores durante a fase de desaceleração, entretanto esse estudo comparou apenas essa razão durante as fases de aceleração e desaceleração da parte concêntrica do agachamento, não consideraram a fase sem aceleração. O autor encontrou valor médio dessa razão na fase de desaceleração de 0,79 e na fase de aceleração de 0,54, valores bem próximos da razão I/Q convencional. Porém, o que difere do presente estudo são os músculos utilizados na EMG-S. Yoo analisou os músculos reto femoral, como representante dos extensores de joelho, e o semitendíneo, como representante dos extensores de quadril. Essa diferença pode ter sido responsável pelos valores médios da razão RMSi/RMSq terem sido mais elevados nas fases de aceleração e desaceleração no estudo de Yoo em comparação ao presente estudo.

De acordo com o estudo de Gullett (2009), o reto femoral possui uma menor ativação muscular, durante a execução do agachamento livre, que o vasto medial, além de ser mais ativado no final do movimento de agachamento, por isso o valor dessa razão foi menor no presente estudo pois foi utilizado o músculo mais ativado do quadríceps femoral durante o agachamento livre, o vasto medial. Assim, no estudo de Yoo, os valores da razão RMSi/RMSq foram maiores pois foi utilizado um músculo com ativação muscular menor durante o exercício, gerando uma razão mais equilibrada e mais semelhante à razão I/Q convencional obtida pelo teste no dinamômetro isocinético.

Os valores da razão RMSi/RMSq calculados durante as fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração da parte concêntrica do agachamento também não apresentaram altas correlações com os valores da razão I/Q convencional. A razão RMSi/RMSq, entre as três fases, a que apresentou maior correlação bisserial foi a razão da fase de aceleração com o valor de -0,19. Apesar de os valores da razão RMSi/RMSq na fase sem aceleração se mostrarem mais próximos dos valores da razão convencional ($0,46 \pm 0,22$) e demonstrando uma coativação das musculaturas anterior e posterior de coxa mais equilibrada nessa fase, os valores de correlação (-0,02) não são suficientes para concluir que essas variáveis estão diretamente relacionadas

Também foi calculada a razão RMSi/RMSq do pico do RMS dos músculos vasto medial e semitendíneo durante a fase concêntrica do agachamento. O valor médio dessa razão foi de $0,44 \pm 0,23$. Entre os valores dessa razão RMSi/RMSq e a razão I/Q convencional também foi feita a correlação bisserial. Apesar de alguns valores da razão RMSi/RMSq serem próximos aos valores da razão I/Q convencional, como representados na tabela 17, não pode-se afirmar que a razão RMSi/RMSq seja um indicador do desequilíbrio estudado, pois a correlação bisserial apresentou o valor de -0,22. O valor negativo dessa correlação ainda indica que as variáveis seriam inversamente proporcionais, entretanto esse valor não é suficiente para concluir que existe essa relação entre as variáveis.

7. Conclusão

O presente estudo encontrou, a partir dos resultados, valor de correlação alta entre o RMS do semitendíneo e a razão I/Q convencional. Essa correlação alta de valor positivo significa que as variáveis são diretamente proporcionais, quanto maior o valor do RMS do semitendíneo, maior o valor da razão I/Q convencional. Essa correlação indica uma alta relação entre a torque dos isquiotibiais e ativação muscular do semitendíneo. A razão I/Q convencional apresenta valores mais elevados quando o torque dos isquiotibiais apresenta valores mais altos, gerado assim uma razão mais equilibrada.

Como existe uma alta correlação entre o RMS do semitendíneo e a razão I/Q é possível afirmar que a ativação dessa musculatura esteja relacionada com o torque produzido por essa musculatura. Esse achado demonstra que os isquiotibiais apresentam fortes influências no equilíbrio da articulação do joelho, pois a musculatura do quadríceps femoral já é naturalmente mais fortalecida que os isquiotibiais. Entretanto, o fortalecimento dos isquiotibiais não é tão natural, o que requer um trabalho específico de fortalecimento dessa musculatura para um melhor equilíbrio muscular do joelho.

A normalização dos sinais de EMG-S foram feitas pelo pico do RMS do vasto medial, gerando assim um percentual de ativação entre todos os músculos e o vasto medial. Esse percentual representa uma razão RMS_i/RMS_q , a alta correlação do RMS do músculo semitendíneo com a razão I/Q convencional representa também uma alta correlação entre a razão RMS_i/RMS_q , criada pela normalização, e a razão I/Q. As correlações das demais variáveis com a razão I/Q convencional não apresentaram valores altos, esses valores podem ser explicados pela quantidade de participantes do estudo. É recomendado que esse protocolo seja executado com mais participantes para que possa ser concluído que o desequilíbrio muscular dos isquiotibiais em relação ao quadríceps femoral possa ser indicado utilizando a goniometria e a eletromiografia.

8. Referências Bibliográficas

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; MAGNUSSON, S. P.; LARSSON, B.; DYHRE-POULSEN, P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. **The American Journal of Sports and Medicine**, v. 26, n. 2, p. 231-237, 1998.

BAECHLE, T.R.; GROVES, B. Weight Training. **Champaign: Leisure Press**, 1992.

BATISTA, L.H.; CAMARGO, P.R.; AIELLO, G.V.; OISHI, J.; SALVINI, T.F.; Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético, **Revista brasileira de fisioterapia**, v. 10, n. 2, p. 193-198, 2006.

BENCK, BRUNA TRAVASSOS; DAVID, ANA CRISTINA DE; CARMO, JAKE CARVALHO DO. Déficits no equilíbrio muscular em jovens atletas de ginástica feminina. **Revista Brasileira de Ciência do Esporte**, v. 38, n. 4, p. 342-348, 2016.

BROSSEAU, L.; BALMER, S.; TOUSIGNANT, M.; O'SULLIVAN, J.P.; GOUDREULT, C.; GOUDREULT, M. Intra and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee and extension of patients with knee restrictions. **Archives Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 3, p. 396-402, 2001.

BROWN, L.E.; WEIR, J.P. ASEP. Procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. **Journal of exercise physiology**, Duluth, v. 4, n. 3, p. 1-21, 2001.

CVJETKOVIC, DRAGANA DRAGICEVIC; BIJELJAC, SINISA; PALIJA, STANISLAV; TALIC, GORAN; RADULOVIC, TATJANA NOZICA; KOSANOVIC, MILKICA GLOGOVAC; MANOJLOVIC, SLAVKO. Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After ACL Reconstruction. **Medical Archives**, v. 69, p. 21-23, fev. 2015.

DEDINSKY, RACHEL; BAKER, LINDSEY; IMBUS, SAMUEL; BOWMAN, MELISSA; MURRAY, LEIGH. Exercises that facilitate optimal hamstring and quadriceps co-activation to help decrease ACL injury risk in healthy females: a systematic review of the literature. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 12, n.1, p. 3, fev. 2017.

DVIR, Z. Isocinética. Avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas. Tradução: Leonel Machado. 1ª ed. São Paulo: **Manole**, 2002.

ELIAS, LORIN J.; BRYDENT, M. P.; BULMAN-FLEMING, M. B., Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization, **Neuropsychologia**, v. 36, n. 1, p. 37-43, 1998.

ESCAMILLA, RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, p. 127-141, 2001.

FERREIRA S.; MACEDO R.; CARVALHO P. Avaliação isocinética dos músculos extensores e flexores do joelho em atletas de basquetebol feminino da Região Norte. **Publicação oficial do Grupo de Interesse em Fisioterapia no Desporto da Associação Portuguesa de Fisioterapeutas**, v. 2, p. 30-38, 2008.

FIELD, Andy. Descobrimo a Estatística Usando o SPSS. ed. 2, Porto Alegre: **Artmed**, 2009, p. 146.

GULLETT, JONATHAN C.; TILLMAN, MARK D.; GUTIERREZ, GREGORY M.; CHOW, JOHN W. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 1, p. 284-292, 2009.

GRYGOROWICZ M.; KUBACKI J.; PILIS W.; GIEREMEK K.; RZEPKA R. Selected isokinetic tests in knee injury prevention, **Biology of Sport**, v. 27, n. 1, 2010.

HANNAH, RICCI; FOLLAND, JONATHAN P.; SMITH, STEPHANIE L.; MINSHULL, CLAIRE. Explosive hamstrings-to-quadriceps force ratio of males versus females. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, p. 837–847, dez. 2014.

HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; ZAZULAK; B.T. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 11, n. 5, p. 452-459, 2008.

LANFERDINI, FÁBIO JUNER; ROCHA, CLARICE SPEROTTO DOS SANTOS; FRASSON, VIVIANE BORTOLUZZI; VAZ, MARCO AURÉLIO. Influência do treinamento excêntrico nas razões de torque de flexores/extensores do joelho. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.17, n.1, p. 40-45, jan/mar. 2010.

LASTAYO PC, WOOLF JM, LEWEK MD, SNYDER-MACKLER L, REICH T, LINDSTEDT SL. Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation and sport. **Jounal Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, p. 557-71, 2003.

LOPES, L.; DALMUT, A.B.; AZEVEDO, L. S.; VALÉRIO, V.; COPPATTI, N.; BONA, C.C. Pico de torque e relação isquiotibiais/quadríceps de idosas praticantes de ginástica em dois grupos de convivência no contexto Passo Fundo - RS. **Revista Brasileira de Ciências do Envelhecimento Humano**, v. 7, n. 1, p. 42-51, 2010.

NEUMANN, D. Kinesiology Of The Musculoskeletal System. ed. 2, St. Louis, Mo.: **Mosby/Elsevier**, 2010.

NORKIN CC, WHITE DJ. Medida da amplitude de movimento articular: um guia para goniometria. Philadelphia: **FA Davis Co**, 1995.

LEE, Dae-Hee; LEE, Jin-Hyuck; JEONG, Hye-Jin; LEE, Seok-Joo. Lack of Correlation between Dynamic Balance and Hamstring-to-Quadriceps Ratio in Patients with Chronic Anterior Cruciate Ligament Tears. **Knee Surgery & Related Research**, v. 27, n. 2, p. 101-107, 2015.

ROSENE, J.M.; FOGARTY, T.D.; MAHAFFEY, B.L. Isokinetic hamstring:quadriceps ratios in intercollegiate athletes. **Journal of Athletic Training**, v. 36, n. 4, p. 378-83, 2001.

RUSSELL TN, BANDY WD. Eccentric training and static stretching improve hamstring flexibility of high school males. **Jounal of Athletic Training**, n. 39, v. 3, p. 254-58, 2004.

SANTOS, HELEODÓRIO HONORATO; HANASHIRO, DANIELA NAOMI; ÁVILA, MARIANA ARIAS; CAMARGO, PAULA REZENDE; OLIVEIRA, ANA BEATRIZ; SALVINI, TANIA FÁTIMA. Efeito do treino isocinético excêntrico sobre a razão I/Q do torque e EMGS em sujeitos saudáveis. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 20, n. 3, mai/jun. 2014.

SELISTRE, LUIZ FERNANDO APPROBATO; CINTRA, GIOVANNI CELSO; ALEIXO JUNIOR, RUBENS DONIZETE; ROSA, STELA MÁRCIA MATTIELLO GONÇALVES. Relação entre torque extensor e relação I:Q com salto unipodal triplo horizontal em

jogadores profissionais de futebol. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 18, n. 6, p.390-393, nov/dez. 2012.

SILVA, BRUNA G.C. da; BOTTARO, MARTIM; WEBER, FERNANDA S.; RADAELLI, REGIS; GAYA, ANELISE R.; CARDOSO, MARCELO S.; BROWN, LEE E.; CARREGARO, RODRIGO; PINTO, RONEI S. Comparison of hamstring/quadriceps ratio between isoinertial and isokinetic measurements. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 21, p. 107-112, 2013.

YOO, WON-GYU. Comparison of hamstring-to-quadriceps ratio between accelerating and decelerating sections during squat exercise. **The Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, p. 2468-2469, 2016.

Anexos

Anexo 1

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

O Senhor está sendo convidado a participar do projeto **“Razão do torque dos isquiotibiais/quadríceps obtida em agachamento instrumentalizado e em aparelho isocinético”**. Este projeto defende que o desequilíbrio das forças geradas pelos músculos isquiotibiais quando comparado com as forças geradas pelo quadríceps femoral aumenta demasiadamente a probabilidade de lesão no joelho.

O objetivo desta pesquisa é primeiro, verificar diferenças das forças geradas por esses dois grupos musculares por meio de um dinamômetro isocinético. Depois analisar possíveis diferenças nas forças aplicadas nos joelhos e quadris, assim como a variação angular dessas articulações, utilizando goniômetro e sinais eletromiográficos de dez repetições de agachamento com uma carga de 70% da força máxima mensurada por um teste específico de cada participante.

O senhor receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá, sendo mantido o mais rigoroso sigilo através da omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo.

A sua participação consistirá de duas visitas aos laboratórios de pesquisa. Em uma visita, após aquecimento apropriado, serão analisadas 10 repetições do exercício agachamento, sendo monitorados por dois goniômetro, joelho e quadril, eletrodos serão colocados na parte anterior e posterior da coxa para captação de sinais eletromiográficos. Na outra visita, serão coletados os picos de torque dos grupos de músculos isquiotibiais e quadríceps. Sua primeira visita será agendada na data combinada de _____ e perdurará por um período máximo estimado de uma hora ao passo que a segunda visita, realizada no máximo três dias depois da primeira visita, será marcada para _____, e se estenderá por, também, aproximadamente uma hora, concluindo assim sua participação. Alertamos que na visita para avaliação dos picos de torque, por se tratar de uma medida máxima, poderão ocorrer dores locais promovidas por estiramento muscular. Por esse motivo realizaremos quatro repetições de extensão e flexão do joelho com o membro

inferior dominante, protocolo este muito utilizado e consagrado que evita ao máximo problema de dor muscular tardia.

Informamos que o Senhor pode se recusar a responder (ou participar de qualquer procedimento) qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o Senhor. Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Os resultados da pesquisa serão divulgados Faculdade de Educação Física (FEF), da Universidade de Brasília (UnB) podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais utilizados na pesquisa ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de no mínimo cinco anos, após isso serão destruídos ou mantidos na instituição.

Se o Senhor tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para: Marcelo Guimarães Boia do Nascimento, Coordenador do curso de Educação Física do Centro Universitário de Brasília - UniCEUB, (61) 98265-4001 ou (61) 3966-1469. Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética do Centro Universitário de Brasília - UniCEUB. Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa.

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável

Nome e assinatura

Brasília, ____ de _____ de _____

Anexo 2
ANAMNESE

Nome:

Data de nascimento:

Sexo: Masculino Feminino

Estatura:

Massa:

Atividades físicas que pratica:

Há quanto tempo pratica atividade física:

Quantas horas de atividade física por semana?

Já apresentou alguma lesão articular ou muscular durante esse período? Quais?

Há quanto tempo sofreu a última lesão?

Experiência com o movimento de agachamento:

Anexo 3

Teste de dominância de membro inferior: Inventário de Waterloo

Nome:

Sexo:

Idade:

Estatura:

Massa corporal:

Por favor, responda cada questão do inventário de Waterloo, a seguir, da melhor forma para você. Se você SEMPRE usa um pé para a atividade descrita, circule DS ou ES (para direito sempre, ou, esquerdo sempre). Se você frequentemente (mas não sempre) usa o pé direito ou esquerdo, circule DF ou EF, respectivamente de acordo com sua resposta. Se você usa ambos os pés com a mesma frequência para a atividade descrita, assinale AMB.

Por favor, não simplesmente circule uma resposta, mas imagine a realização da atividade e então marque a resposta. Se precisar, pare e realize o movimento.

1. Qual pé você usa para chutar uma bola que está parada na sua frente e alinhada com um alvo também a sua frente?	DS	DF	AM B	ES	EF
2. Se fosse tiver que ficar em um pé só, em qual pé ficaria?	DS	DF	AM B	ES	EF
3. Com qual pé você costuma mexer na areia da praia (desenhar ou aplanar a areia)?	DS	DF	AM B	ES	EF
4. Se você tem que subir numa cadeira, qual pé você coloca primeiro em cima dela?	DS	DF	AM B	ES	EF
5. Com qual pé você tenta matar um inseto rápido no chão, como uma barata ou um grilo?	DS	DF	AM B	ES	EF
6. Se você tiver que ficar em pé sobre um trilho de trem, em um pé só, qual pé seria?	DS	DF	AM B	ES	EF
7. Se você tiver que pegar uma bola de gude com os pés, qual pé escolheria?	DS	DF	AM B	ES	EF

8. Se você tem que saltar em um pé só, qual pé seria?	DS	DF	AM B	ES	EF
9. Com qual pé você ajudaria a enterrar uma pá no solo?	DS	DF	AM B	ES	EF
10. Quando estamos em pé, parados, geralmente largamos nosso peso mais sobre uma das pernas. No seu caso, em qual das pernas você apóia mais o peso?	DS	DF	AM B	ES	EF
11. Alguma vez houve alguma razão (uma lesão, por exemplo) que fez você mudar sua preferência para alguma das atividades descritas acima?	Sim () Não ()				
12. Alguma vez você treinou uma das pernas em especial para alguma dessas atividades descritas?	Sim () Não ()				
Se você respondeu sim para as questões 11 e 12, por favor, explique.					

Anexo 4

Programa do Matlab para cálculo das variáveis

Cálculo do RMS vasto medial, vasto lateral, semitendíneo e bíceps femoral nos primeiros 250 milissegundos da fase concêntrica, instante de início dos movimentos de quadril e de joelho, e velocidade angular do quadril e do joelho

```
clear all
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% DADOS INICIAIS %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fs=2000;
nome=['10'];
data='1612';
nomearq=['res',nome];
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% ENTRADAS %%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\v',nome,'teste;']);
eval(['[ss]=v',nome,'teste;']);

vm=ss(:,2);
vm=vm-mean(vm);
%vm=vm(26000:length(vm));

bf=ss(:,4);
bf=bf-mean(bf);
%bf=bf(26000:length(vm));

semi=ss(:,5);
semi=semi-mean(semi);
```

```

%semi=semi(26000:length(vm));

vl=ss(:,6);
vl=vl-mean(vl);
%vl=vl(26000:length(vm));

gq=ss(:,7);
%gq=gq(26000:length(vm));

gj=ss(:,8);
%gj=gj(26000:length(vm));

%acionamento das funções para o cálculo do fator de normalização e índices
%dos gonis
emgmax=normaliz(nome,data);
emgmaxv=normalizv(vm,bf,semi,vl);
ind=calgoni(data);
%normalização do sinal de EMG pela CVIM
vmn=vm*100/emgmax(1);
bfn=bf*100/emgmax(2);
semin=semi*100/emgmax(3);
vln=vl*100/emgmax(4);
%normalização do sinal de EMG pelo MAIOR VALOR
vmnv=vm*100/emgmaxv;
bfnv=bf*100/emgmaxv;
seminv=semi*100/emgmaxv;
vlnv=vl*100/emgmaxv;

%FILTRAGEM DO SINAL DOS GONIS
wn=[3/(fs/2)];% Cálculo da freq de corte de 3 Hz
[b,a] = butter(2,wn); %Filtro de ordem 2
gqf=filtfilt(b,a,gq);

```

```

gjf=filtfilt(b,a,gj);

gqg=(gqf-ind(2))/ind(1);
gjg=(gjf-ind(4))/ind(3);

%seleção dos limites
subplot 211
plot(gqg)
grid
title ('ANGULAÇÃO DO QUADRIL')
subplot 212
plot(gjg)
grid
title ('ANGULAÇÃO DO JOELHO')
[x,limiteq]=ginput(1);
[x,limitej]=ginput(1);

%FILTRAGEM DO SINAL DE EMG
wn1=[59.5/(fs/2)];
wn2=[60.5/(fs/2)];
[b,a] = butter(3,[wn1 wn2], 'stop');
vmn=filtfilt(b,a,vmn);
bfn=filtfilt(b,a,bfn);
semin=filtfilt(b,a,semin);
vln=filtfilt(b,a,vln);

vmnv=filtfilt(b,a,vmnv);
bfnv=filtfilt(b,a,bfnv);
seminv=filtfilt(b,a,seminv);
vlnv=filtfilt(b,a,vlnv);

lgoniq=corteang(gqg,limiteq);

```

```

nq=length(lgoniq);
lgonij=corteang(gjg,limitej);
nj=length(lgonij);

%CÁLCULO DO INÍCIO DA EXTENSÃO DO QUADRIL E DO JOELHO

for i=1:(nq/2)
    valminq=min(gqg(lgoniq(i*2-1):lgoniq(i*2)));
    lvalminq(i)=find(gqg==valminq);
end
for i=1:(nj/2)
    valminj=min(gjg(lgonij(i*2-1):lgonij(i*2)));
    lvalminj(i)=find(gjg==valminj);
end

subplot 211
plot(gqg)
grid
hold
for i=1:(nq/2)
    plot(lvalminq(i),gqg(lvalminq(i)),'*k')
end
title ('GONI DO QUADRIL')
hold
subplot 212
plot(gjg)
grid
hold
for i=1:(nj/2)
    plot(lvalminj,gjg(lvalminj),'*k')
end
title ('GONI DO JOELHO')
hold

```

```
% CÁLCULO DO RMS DE ATIVAÇÃO DE 500 AMOSTRAS (250 ms)normaliz CVIM
%QUADRIL E SEUS MÚSCULOS ESTENSORES
```

```
for i=1:(nq/2)
    sinal=bfm(lvalminq(i):lvalminq(i)+499);
    irmsbf(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
    sinal=semin(lvalminq(i):lvalminq(i)+499);
    irmssemi(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
end
```

```
%JOELHO E SEUS MÚSCULOS ESTENSORES
```

```
for i=1:(nj/2)
    sinal=vmn(lvalminj(i):lvalminj(i)+499);
    irmsvm(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
    sinal=vln(lvalminj(i):lvalminj(i)+499);
    irmsvl(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
end
```

```
% CÁLCULO DO RMS DE ATIVAÇÃO DE 500 AMOSTRAS (250 ms)normaliz
MAIOR VAL
```

```
for i=1:(nq/2)
    sinal=bfmv(lvalminq(i):lvalminq(i)+499);
    irmsbfv(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
    sinal=seminv(lvalminq(i):lvalminq(i)+499);
    irmssemiv(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
end
```

```
%JOELHO E SEUS MÚSCULOS ESTENSORES
```

```
for i=1:(nj/2)
    sinal=vmnv(lvalminj(i):lvalminj(i)+499);
    irmsvmv(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
    sinal=vlnv(lvalminj(i):lvalminj(i)+499);
    irmsvlv(i)=(sum(sinal.^2)/length(sinal)).^0.5;
end
```

```

% CÁLCULO DA VELOCIDADE ANGULAR DO QUADRIL E DO JOELHO
for i=1:(nq/2)
    sinal=gqg(lvalminq(i):lvalminq(i)+499);
    wq(i)=mean(diff(sinal));
end
for i=1:(nj/2)
    sinal=gjg(lvalminj(i):lvalminj(i)+499);
    wj(i)=mean(diff(sinal));
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%          RESULTADOS          %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
% lvalminq e lvalminj= início da extensão do quadril e joelho
% irmsbf,irmssemi,irmsvm e irmsvl=RMS dos 250 ms após o início da
% extensão

result=[lvalminq
        lvalminj
        irmsbf
        irmssemi
        irmsvm
        irmsvl
        irmsbfv
        irmssemiv
        irmsvmv
        irmsvlv
        wq
        wj];

% cd c:\dados\paula_santos\resultados2

```



```
% sucess=xlswrite(nomearq,result)
% cd c:\dados\paula_matlab
```

Normalização EMG

```
function emgmaxv=normalizv(vm,bf,semi,vl);

vma=abs(vm);
bfa=abs(bf);
semia=abs(semi);
vla=abs(vl);

for i=1:length(vma)-3
    sinal= vma(i:i+3);
    vmv(i)=mean(sinal);
    sinal= bfa(i:i+3);
    bfv(i)=mean(sinal);
    sinal= semia(i:i+3);
    semiv(i)=mean(sinal);
    sinal= vla(i:i+3);
    vlv(i)=mean(sinal);
end
mvm=max(vmv);
mbf=max(bfv);
msemi=max(semiv);
mvl=max(vlv);
emgm=[mvm mbf msemi mvl];
emgmaxv = mvm;

%% SAÍDAS
subplot 411
plot(vma)
```

```

grid
axis([0 length(vma) 0 3])
title('VM')
subplot 412
plot(bfa)
grid
axis([0 length(vma) 0 3])
title('BF')
subplot 413
plot(semia)
grid
axis([0 length(vma) 0 3])
title('SEMI')
subplot 414
plot(vla)
grid
axis([0 length(vma) 0 3])
title('VL')

pause

```

Goniômetro

```

function ind=calgoni(data);

eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\g301'];]);
g30q=mean(g301(:,7));
eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\g601'];]);
g60q=mean(g601(:,7));
eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\g1201'];]);
g120q=mean(g1201(:,7));

eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\g302'];]);

```

```
g30j=mean(g302(:,8));
eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\g602';]);
g60j=mean(g602(:,8));
eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\g1202';]);
g120j=mean(g1202(:,8));
```

```
xg=[30 60 120];
ygq=[g30q g60q g120q];
ygj=[g30j g60j g120j];
```

```
subplot 211
plot(xg,ygq)
grid
hold
plot(xg,ygq,'r*')
hold
title ('GONI DO QUADRIL')
subplot 212
plot(xg,ygj)
grid
hold
plot(xg,ygj,'r*')
hold
title ('GONI DO JOELHO')
pause(2)
```

```
indq=polyfit(xg,ygq,1);
indj=polyfit(xg,ygj,1);
```

```
ind=[indq indj];
```

Ângulo

```

function localgoni=corteang(goni,limite);
for i=1:length(goni)-1
    if goni(i)<=limite;
        ponto(i)=0;
    else
        ponto(i)=1;
    end
end

for i=1:length(ponto)-1
    p(i)=abs(ponto(i+1)-ponto(i));
end
localgoni=find(p);
localgoni=localgoni';

```

Cálculo do RMS vasto medial e semitendíneo nas fases de aceleração, desaceleração e sem aceleração e da razão RMSi/RMSq nessas fases

```

clear all
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% DADOS INICIAIS %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fs=2000;
nome=['10'];
data='1612';
nomearq=['res',nome];
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% ENTRADAS %%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\v',nome,'teste;']);
eval(['[ss]=v',nome,'teste;']);
vmt=ss(:,2);

```

```

vmt=vmt-mean(vmt);
semit=ss(:,5);
semit=semit-mean(semit);
gq=ss(:,7);
gj=ss(:,8);

%RECORTE DO SINAL DE TRÊS AMOSTRAS
%TENTATIVA 1
for i=1:length(vmt)-3
    sinal= vmt(i:i+3);
    mvmt(i)=mean(sinal);
end

mvm=max(mvmt);

%normalização do sinal de EMG pela CVIM
vmn=vmt*100/mvm;
semin=semit*100/mvm;

%FILTRAGEM DO SINAL DE EMG
wn1=[59.5/(fs/2)];
wn2=[60.5/(fs/2)];
[b,a] = butter(3,[wn1 wn2], 'stop');
vmn=filtfilt(b,a,vmn);
semin=filtfilt(b,a,semin);

%CALCULA OS INDICES DA CURVA DE CALIBR DOS GONIS
ind=calgoni(data);

%FILTRAGEM DO SINAL DOS GONIS
wn=[3/(fs/2)];% Cálculo da freq de corte de 3 Hz
[b,a] = butter(2,wn); %Filtro de ordem 2
gqf=filtfilt(b,a,gq);

```

```
gjf=filtfilt(b,a,gj);
```

```
gqg=(gqf-ind(2))/ind(1);
```

```
gjj=(gjf-ind(4))/ind(3);
```

```
subplot 211
```

```
plot(gqg)
```

```
grid
```

```
subplot 212
```

```
plot(gjj)
```

```
grid
```

```
[x,limiteq]=ginput(1);
```

```
[x,limitej]=ginput(1);
```

```
lgoniq=corteang(gqg,limiteq);
```

```
nq=length(lgoniq);
```

```
lgonij=corteang(gjj,limitej);
```

```
nj=length(lgonij);
```

```
%CÁLCULO DO INÍCIO DA EXTENSÃO DO QUADRIL E DO JOELHO
```

```
for i=1:(nq/2)-1
```

```
    valminq=min(gqg(lgoniq(i*2-1):lgoniq(i*2)));
```

```
    lvalminq(i)=find(gqg==valminq);
```

```
    valmaxq=max(gqg(lgoniq(i*2):lgoniq(i*2+1)));
```

```
    lvalmaxq(i)=find(gqg==valmaxq);
```

```
end
```

```
for i=1:(nj/2)-1
```

```
    valminj=min(gjj(lgonij(i*2-1):lgonij(i*2)));
```

```
    lvalminj(i)=find(gjj==valminj);
```

```
    valmaxj=max(gjj(lgonij(i*2):lgonij(i*2+1)));
```

```

    lvalmaxj(i)=find(gjg==valmaxj);
end

subplot 211
plot(gqg)
grid
hold
for i=1:(nq/2)-1
    plot(lvalminq(i),gqg(lvalminq(i)),'*k')
    plot(lvalmaxq(i),gqg(lvalmaxq(i)),'*g')
end
plot(semin,'r')
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO QUADRIL (SEMITENDÍNEO)')
hold
subplot 212
plot(gjg)
grid
hold
for i=1:(nj/2)-1
    plot(lvalminj,gjg(lvalminj),'*k')
    plot(lvalmaxj,gjg(lvalmaxj),'*g')
end
plot(vmn,'r')
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO JOELHO (VM)')
hold

ini=input('QUAL EXECUÇÃO COMEÇAR? ');

lvalminqn=lvalminq(ini:ini+4);
lvalmaxqn=lvalmaxq(ini:ini+4);
lvalminjn=lvalminj(ini:ini+4);
lvalmaxjn=lvalmaxj(ini:ini+4);

```

```
% CÁLCULO DO RMS DE ATIVAÇÃO DE 500 AMOSTRAS (250 ms)
%QUADRIL E SEUS MÚSCULOS ESTENSORES
```

```
for i=1:5
```

```
    sinal1=semin(lvalminqn(i):lvalminqn(i)+499);
```

```
    irmssemic(i)=rms(sinal1);
```

```
    sinal2=semin(lvalmaxqn(i)-499:lvalmaxqn(i));
```

```
    irmssemid(i)=rms(sinal2);
```

```
    sinal3=semin(lvalminq(i):lvalmaxq(i));
```

```
    irmssemiconst(i)=rms(sinal3);
```

```
end
```

```
%JOELHO E SEUS MÚSCULOS ESTENSORES
```

```
for i=1:5
```

```
    sinal1=vmn(lvalminjn(i):lvalminjn(i)+499);
```

```
    irmsvmc(i)=rms(sinal1);
```

```
    sinal2=vmn(lvalmaxjn(i):lvalmaxjn(i));
```

```
    irmsvmd(i)=rms(sinal2);
```

```
    sinal3=vmn(lvalminj(i):lvalmaxj(i));
```

```
    irmsvmconst(i)=rms(sinal3);
```

```
end
```

```
rmsvmc=mean(irmsvmc);
```

```
rmsvmd=mean(irmsvmd);
```

```
rmsvmconst=mean(irmsvmconst);
```

```
rmssemic=mean(irmssemic);
```

```
rmssemid=mean(irmssemid);
```

```
rmssemiconst=mean(irmssemiconst);
```



```

razaoc=rmssemic/rmsvmc;
razaod=rmssemid/rmsvmd;
razaoconst=rmssemiconst/rmsvmconst;

subplot 211
plot(gqg)
grid
hold
for i=1:5
    plot(lvalminqn(i),gqg(lvalminqn(i)), '*k')
    plot(lvalmaxqn(i),gqg(lvalmaxqn(i)), '*g')
end
plot(semin,'r')
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO QUADRIL (SEMITENDÍNEO)')
hold
subplot 212
plot(gjg)
grid
hold
for i=1:5
    plot(lvalminjn,gjg(lvalminjn), '*k')
    plot(lvalmaxjn,gjg(lvalmaxjn), '*g')
end
plot(vmn,'r')
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO JOELHO (VM)')
hold

result=[rmsvmc rmsvmd rmsvmconst rmssemic rmssemid rmssemiconst razaoc
razaod razaoconst];

cd c:\dados\paula_santos\resultados2
sucess=xlswrite(nomearq,result)
cd c:\dados\PAULA

```

**Cálculo do pico do RMS do vasto medial e do semitendíneo e da razão
RMSi/RMSq do pico do RMS do vasto medial e do semitendíneo**

```
clear all
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% DADOS INICIAIS %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fs=2000;
nome=['18'];
data='d1002';
nomearq=['res',nome];
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% ENTRADAS %%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
eval(['load c:\dados\paula_santos\agachamento\',data,'\v',nome,'teste;']);
eval(['[ss]=v',nome,'teste;']);
[l,t]=size(ss);
inicio=1;
fim=l;
vmt=ss(:,2);
vmt=vmt-mean(vmt);
vmt=vmt(inicio:fim);

semit=ss(:,5);
semit=semit-mean(semit);
semit=semit(inicio:fim);

gq=ss(:,7);
gq=gq(inicio:fim);

gj=ss(:,8);
```

```

gj=gj(inicio:fim);

%RECORTE DO SINAL DE TRÊS AMOSTRAS
%TENTATIVA 1
mvmt=[];
for i=1:length(vmt)-3
    sinal= vmt(i:i+3);
    mvmt(i)=mean(sinal);
end

mvm=max(mvmt);

%normalização do sinal de EMG pela CVIM
vmn=vm*100/mvm;
semin=semit*100/mvm;

%FILTRAGEM DO SINAL DE EMG
wn1=[59.5/(fs/2)];
wn2=[60.5/(fs/2)];
[b,a] = butter(3,[wn1 wn2], 'stop');
vmn=filtfilt(b,a,vmn);
semin=filtfilt(b,a,semin);

%CALCULA OS INDICES DA CURVA DE CALIBR DOS GONIS
ind=calgoni(data);

%FILTRAGEM DO SINAL DOS GONIS
wn=[3/(fs/2)];% Cálculo da freq de corte de 3 Hz
[b,a] = butter(2,wn); %Filtro de ordem 2
gqf=filtfilt(b,a,gq);
gjf=filtfilt(b,a,gj);

gqg=(gqf-ind(2))/ind(1);

```

```

gjj=(gjf-ind(4))/ind(3);

%CONVERSÃO DO GONI Q
% gqgn=[];
% m=mean(gqg);
% for i=1:length(gqg)
%   if gqg(i)>m;
%     gqgn(i)=m-(gqg(i)-m);
%   elseif gqg(i)<m;
%     gqgn(i)=m-gqg(i)+m;
%   else
%     gqgn(i)=m;
%   end
% end
% gqg=gqgn;

%CONVERSÃO DO GONI J
% gjgn=[];
% m=mean(gjj);
% for i=1:length(gjj)
%   if gjg(i)>m;
%     gjgn(i)=m-(gjg(i)-m);
%   elseif gjg(i)<m;
%     gjgn(i)=m-gjg(i)+m;
%   else
%     gjgn(i)=m;
%   end
% end
% gjg=gjgn;

subplot 211
plot(gqg)
grid

```

```

title('GONIÔMETRO DO QUADRIL')
subplot 212
plot(gjg)
grid
title('GONIÔMETRO DO JOELHO')
[x,limiteq]=ginput(1);
[x,limitej]=ginput(1);

lgoniq=corteang(gqg,limiteq);
nq=length(lgoniq);
lgonij=corteang(gjg,limitej);
nj=length(lgonij);

%CÁLCULO DO INÍCIO DA EXTENSÃO DO QUADRIL E DO JOELHO

for i=1:(nq/2)-1
    valminq=min(gqg(lgoniq(i*2-1):lgoniq(i*2)));
    lvalminq(i)=find(gqg==valminq);
    valmaxq=max(gqg(lgoniq(i*2):lgoniq(i*2+1)));
    lvalmaxq(i)=find(gqg==valmaxq);
end
for i=1:(nj/2)-1
    valminj=min(gjg(lgonij(i*2-1):lgonij(i*2)));
    lvalminj(i)=find(gjg==valminj);
    valmaxj=max(gjg(lgonij(i*2):lgonij(i*2+1)));
    lvalmaxj(i)=find(gjg==valmaxj);
end

subplot 211
plot(gqg)
grid
hold
for i=1:(nq/2)-1

```

```

    plot(lvalminq(i),gqg(lvalminq(i)),'*k')
    plot(lvalmaxq(i),gqg(lvalmaxq(i)),'*g')
end
plot(semin,'r')
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO QUADRIL (SEMITENDÍNEO)')
hold
subplot 212
plot(gjg)
grid
hold
for i=1:(nj/2)-1
    plot(lvalminj,gjg(lvalminj),'*k')
    plot(lvalmaxj,gjg(lvalmaxj),'*g')
end
plot(vmn,'r')
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO JOELHO (VM)')
hold

ini=input('QUAL EXECUÇÃO COMEÇAR? ');

lvalminqn=lvalminq(ini:ini+4);
lvalmaxqn=lvalmaxq(ini:ini+4);
lvalminjn=lvalminj(ini:ini+4);
lvalmaxjn=lvalmaxj(ini:ini+4);

% CÁLCULO DO RMS DE ATIVAÇÃO DE 500 AMOSTRAS (250 ms)
%QUADRIL E SEUS MÚSCULOS ESTENSORES
for i=1:5
    sinal=semin(lvalminqn(i):lvalmaxqn(i));
    for j=1:length(sinal)-499
        rmspp(j)=rms(sinal(j:j+499));
    end
    rmssemip(i)=max(rmspp);

```

```
end
```

```
%JOELHO E SEUS MÚSCULOS ESTENSORES
```

```
for i=1:5
```

```
    sinal=vmn(lvalminj(i):lvalmaxj(i));
```

```
    for j=1:length(sinal)-499
```

```
        rmspp(j)=rms(sinal(j:j+499));
```

```
    end
```

```
    rmsvmp(i)=max(rmspp);
```

```
end
```

```
razaopico=rmssemip/rmsvmp;
```

```
subplot 211
```

```
plot(gqg)
```

```
grid
```

```
hold
```

```
for i=1:5
```

```
    plot(lvalminqn(i),gqg(lvalminqn(i)), '*k')
```

```
    plot(lvalmaxqn(i),gqg(lvalmaxqn(i)), '*g')
```

```
end
```

```
plot(semín,'r')
```

```
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO QUADRIL (SEMITENDÍNEO)')
```

```
hold
```

```
subplot 212
```

```
plot(gjg)
```

```
grid
```

```
hold
```

```
for i=1:5
```

```
    plot(lvalminjn,gjg(lvalminjn), '*k')
```

```
    plot(lvalmaxjn,gjg(lvalmaxjn), '*g')
```

```
end
```

```
plot(vmn,'r')
```

```
title ('GONIÔMETRO E SINAL DE EMG DO JOELHO (VM)')  
hold
```

```
result=[razaopico]
```

```
cd c:\dados\paula_santos\resultados3  
sucess=xlswrite(nomearq,result)  
cd c:\matlab\paula
```