

CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – PPGCR
Mestrado em Ciências da Reabilitação



JOSÉ CARLOS DE CAMPOS JUNIOR

**DIAGNÓSTICO E FUNCIONALIDADE DOS MEMBROS INFERIORES DE
HOMENS E MULHERES PRATICANTES DE TREINAMENTO DE FORÇA
COM PESOS LIVRES**

RIO DE JANEIRO

2019

CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA – UNISUAM
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

**DIAGNÓSTICO E FUNCIONALIDADE DOS MEMBROS INFERIORES DE
HOMENS E MULHERES PRATICANTES DE TREINAMENTO DE FORÇA
COM PESOS LIVRES**

Projeto de Pesquisa apresentado ao Mestrado em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta como requisito parcial para obtenção do grau de mestre, na linha de pesquisa Avaliação Funcional em Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Alex Souto Maior

INFORMAÇÕES GERAIS**Local**

Nome: Centro Universitário Augusto Motta - UNISUAM / Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação.

Endereço postal: Praça das Nações, 34, Bonsucesso, Rio de Janeiro - RJ

Endereço Eletrônico: [http:// www.unisuam.edu.br/hotsite/mestrado_saude/](http://www.unisuam.edu.br/hotsite/mestrado_saude/)

Fone: (21) 3882-9962

E-mail: mestradoreabilitacao@unisuam.edu.br

Pesquisador (Mestrando)

Nome: **José Carlos de Campos Junior**

Grau Acadêmico: Educador Físico

Endereço Postal: Avenida Vice-presidente José Alencar 1515 (BL 6 AP 811)

Fone: (21) 97606-4674

E-mail: jotaccj@gmail.com

Pesquisador (Orientador)

Nome: **Alex Souto Maior**

Grau Acadêmico: Doutorado e Pós-Doutorado em Fisiologia

Descrição da Linha de Pesquisa: Análise do Movimento Humano.

Instituição Afiliada: Centro Universitário Augusto Motta.

Endereço Postal: Praça das Nações, 34, Bonsucesso, Rio de Janeiro - RJ

E-mail: alex.bioengenharia@gmail.com

Título da Pesquisa:

**DIAGNÓSTICO E FUNCIONALIDADE DOS MEMBROS INFERIORES DE
HOMENS E MULHERES PRATICANTES DE TREINAMENTO DE FORÇA
COM PESOS LIVRES**

**DIAGNÓSTICO E FUNCIONALIDADE DOS MEMBROS INFERIORES DE
HOMENS E MULHERES PRATICANTES DE TREINAMENTO DE FORÇA
COM PESOS LIVRES**

Dissertação de mestrado apresentado ao programa de pós-graduação *stricto sensu* em ciências da reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em ciências da reabilitação.

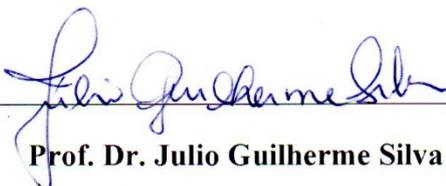
Aprovado em: 27/11/2019

BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. Alex Souto Maior – Orientador

Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



Prof. Dr. Julio Guilherme Silva

Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



Prof. Dr. Leandro Calazans Nogueira

Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



Prof. Dr. Silvio Rodrigues Marques-Neto

Universidade Salgado de Oliveira - UNIVERSO

RIO DE JANEIRO, 2019

EPÍGRAFE

“Cair de joelhos não é a maneira de ser livre
Levantando um copo vazio, eu pergunto silenciosamente
Se todos meus destinos aceitarão aquele que eu sou
Para que eu possa respirar”

Eddie Vedder

AGRADECIMENTOS

Ao meu Pai José Carlos, meu herói, a pessoa a quem me espelho, que me ensinou o significado das palavras caráter, justiça e dedicação.

À minha Mãe Maria Helena, quem me incentivou sempre a buscar meus sonhos e objetivos, que me ensinou o significado do amor incondicional e a devoção.

À minha Esposa Renata, meu amor, meu alicerce, que me impulsionou a buscar sempre ir mais longe, quem não deixou eu me dedicar tanto a esse trabalho, para que eu pudesse me dedicar a nossa princesa.

À minha Princesa Julia, minha filha, toda minha razão, o motivo de toda minha dedicação, meu amor incondicional.

Aos meus irmãos Leandro e Mônica, meus primeiros grandes amigos, as pessoas que me acompanham desde os primeiros passos.

Ao meu amigo, irmão, sócio, parceiro Rodrigo, por me acompanhar nessa jornada, ser meu fiel escudeiro e a companhia em todos os momentos profissionais.

Aos amigos Breno Moreira e Altamiro Bottino, meus grandes amigos e primeiros mestres, grandes mentes, pessoas fantásticas que sempre me inspiraram.

Ao meu orientador Alex Souto Maior, por toda dedicação em me mostrar o caminho de volta à vida acadêmica, grande incentivador para eu realizar esse mestrado, me achou perdido no Flamengo e me colocou de volta no rumo da ciência.

À Deus, por toda luz e todas as bênçãos, e por colocar todas essas pessoas maravilhosas na minha vida, que me auxiliam sempre em meus caminhos.

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi investigar o perfil termográfico, a potência muscular e o desempenho dos membros inferiores durante teste funcionais clínico entre homens e mulheres praticantes de exercício de resistência com pesos livres.

Métodos: Vinte homens e dezoito mulheres, praticantes de treinamento de força com pesos livres foram recrutados para pesquisa. Todos os participantes praticavam regularmente treinamento de força durante $4,8 \pm 0,4$ dias por semana e volume total de $255,1 \pm 9,2$ minutos por semana. Após a seleção dos participantes, foram realizadas as medidas antropométricas seguido pelas avaliações termográficas dos membros inferiores. Todas as imagens térmicas foram realizadas em uma sala termo neutra com temperatura de 21°C e umidade relativa de 65%. Em seguida, todos os participantes realizaram três saltos contra movimento (CMJ) com 1 min. de repouso entre os saltos. Para finalizar, foram realizados o teste *single leg step down* (SLSD) com auxílio de um *step* de 20 cm, apoio unipodal e realização da flexão e extensão de joelhos durante 1 min. O teste foi realizado com os dois membros inferiores.

Resultados: A ANOVA *two-way* produziu os principais efeitos no grupo durante o teste SLSD ($F_{1,36} = 9,260$, $p < 0,004$), a fase de saída do CMJ ($F_{1,36} = 27,11$, $p < 0,0001$) e fase de aterragem do CMJ ($F_{1,36} = 16,72$, $p < 0,0002$) entre os sexos. As imagens térmicas mostraram diferença significativa ($p < 0,05$) entre homens vs. mulheres apenas na temperatura média da região do gastrocnêmio-sóleo esquerda e direita. A correlação de *Pearson* demonstrou que a altura do salto foi correlacionada significativamente com o teste de SLSD nos homens e nas mulheres. Entretanto, os homens apresentaram correlação negativa entre a temperatura de pele do tibial anterior e a altura do salto.

Conclusão: Estes achados mostraram a eficiência de imagens térmicas e o teste SLSD como possíveis ferramentas para investigar a potência muscular e a funcionalidade dos joelhos entre homens e mulheres que praticam treinamento de força com pesos livres.

Palavras-chave: sexos, teste de salto de contra-movimento, imagens térmicas, exercício de resistência, treinamento de força.

ABSTRACT

Objectives: The purpose of this study was to investigate changes in functional performance such as thermal images of the lower limbs; muscular power and clinical test performed for predict knee mechanics in males and females practitioners of resistance exercise with free-weights.

Material and methods: Twenty male and eighteen female practitioners of resistance exercise (RE) with free-weights were recruited for research. All subjects practiced regularly RE 4.8 ± 0.4 days' week⁻¹ and total volume of 255.1 ± 9.2 minutes per week. All thermal images were performed in a thermoneutral room with temperature of 21°C with a relative humidity of 65%. Then, all subjects performed three CMJ trials and one min rest between trials. Finally, males and females performed the SLSD test with subjects stood on an 8-inch wooden box, assumed a single-limb stance.

Results: The two-way ANOVA yielded main effects for the group in the single leg step down test (SLSD test) ($F_{1,36} = 9.260, p < .004$), push-off phase ($F_{1,36} = 27.11, p < .0001$) and landing phase ($F_{1,36} = 16.72, p < .0002$) showed significant differences ($p < .05$) between genders. Thermal images showed significant difference only in the mean skin temperature at the posterior left and right leg between males vs. females ($p < .05$). Pearson's analysis demonstrated that jump height was significantly correlated with SLSD test in males and females. However, male showed negative correlation between skin temperature at the anterior leg and jump height.

Conclusions: These finding shown the efficiency thermal images and SLSD test as possible tools to investigate muscle power in males and females that practice RE with free-weights.

Keywords: genders, countermovement jump test, thermal images, power output, resistance exercise

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CMJ	<i>Countermovement Jump</i>
ROI	Região de Interesse
FPA	<i>Focal Plane Array</i>
IRT	Termografia infravermelha
MI	Membros inferiores
PAR-Q	<i>Physical Activity Readiness Questionnaire</i>
F-T	Força-Tempo
SLSD	<i>Single Leg Step Down</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TF	Treinamento de Força

LISTA DE FIGURAS

Figuras	Pág.
FIGURA 1 – Anatomia óssea dos membros inferiores	5
FIGURA 2 – Representação gráfica do Ângulo Q	9
FIGURA 3 – Curva F-T do CMJ	11
FIGURA 4 – Deslocamento do centro de massa e curva F-T	13
FIGURA 5 – Efeito do ângulo de flexão de tronco (Θ)	18
FIGURA 6 – Imagens Termográficas	20
FIGURA 7 – Áreas demarcadas do ROI	24
FIGURA 8 – Avaliação com a Inbody 120	28
FIGURA 9 – Imagens térmicas anteriores e posteriores	31
FIGURA 10 – Imagem representativa da sequência lógica do CMJ	32
FIGURA 11 – Representação da plataforma de força com a base de EVA	33
FIGURA 12 – Imagem representativa da posição inicial e final do teste SLSD	34
FIGURA 13 – Gráficos de dispersão	40
FIGURA 14 – Gráficos de dispersão	41

LISTA DE TABELAS

Tabelas	Pág.
TABELA 1 – Valores de padrões térmicos de regiões do corpo humano	23
TABELA 2 – Variáveis antropométricas dos participantes do estudo	36
TABELA 3 – Funcionalidade e potência muscular entre homens e mulheres	37
TABELA 4 – Valores máximos da temp. da pele (°C) da coxa, perna e joelho	38
TABELA 5 – Valores médios da temperatura da pele (°C) da coxa, perna e joelho	39

SUMÁRIO

CAPÍTULO I

1. Introdução	1
1.1. Revisão de Literatura	3
1.1.1. Anatomia e Funcionalidade dos membros inferiores	3
1.1.2. Diferenças Anatômicas entre os Sexos	8
1.1.3. Biomecânica das Fases Ascendentes e Descendentes do Salto	10
1.1.4. Termografia	19
1.1.4.1. Padrões para a Coleta	21
1.1.4.2. Padrões Térmicos do Corpo Humano	22
1.2. Justificativa	24
1.3. Objetivos	25
1.3.1. Objetivo Geral	25
1.3.2. Objetivos Específicos	25
1.4. Hipóteses	25

CAPÍTULO II

2.1. Delineamento do Estudo	26
2.2. Amostra	26
2.3. Local de Realização do Estudo	28
2.4. Cálculo ou Justificativa do Tamanho Amostral	28
2.5. Critérios de Inclusão e Exclusão	29
2.6. Aquisição de Imagens Termográficas	29
2.7. Medidas de Potência Muscular e Desequilíbrios Musculares	31
2.8. <i>Single Leg Step Down Test (SLSD)</i>	33
2.9. Análise Estatística	35

CAPÍTULO III

3.1. Resultados	36
3.2. Discussão	42
3.3. Limitações do Estudo	47
3.4. Conclusão	47

REFERÊNCIAS	48
--------------------	-----------

Apêndice 1. Termo de consentimento livre e esclarecido	60
---	-----------

ANEXO 1. Questionário de prontidão para a atividade física	61
---	-----------

ANEXO 2 – Email que consta a submissão do trabalho para a revista Journal of Human Kinetics 62

CAPITULO I

1. INTRODUÇÃO

O Treinamento de Força (TF) é um método de treinamento proposto em diretrizes esportivas para melhorar o condicionamento físico e a saúde, principalmente por potencializar a capacidade funcional, taxa metabólica basal, normalizar a pressão arterial e melhorar o perfil lipídico, a sensibilidade à insulina e a tolerância à glicose (ACSM, 2009; DE SALLES ET AL., 2010; KRAEMER ET AL., 2017). O TF caracteriza-se por uma combinação de ações dinâmicas e esforços estáticos, em equipamentos específicos utilizados para gerar sobrecarga e contribuir com significativos ganhos de força muscular (DE SALLES ET AL., 2010; KRAEMER ET AL., 2017). Este método de treinamento envolve múltiplas variáveis que podem ser organizadas para atender especificamente às metas e objetivos do treinamento, assim como às necessidades individuais. A partir deste cenário, se faz necessário a manipulação de variáveis, como: ordem dos exercícios, intervalo entre séries, frequência de treinamento, tipo de exercício, velocidade de execução, volume total de treinamento, repetições por série, número de séries, tipo de ação muscular e intensidade da carga (ACSM, 2009; MAROCOLO ET AL., 2016; KRAEMER ET AL., 2017). Além disso, o TF pode ser realizado com distintos tipos de equipamentos e aparelhos, *medicine balls*, resistência elástica, halteres, barras ou apenas utilizando o peso corporal como sobrecarga (LLOYD ET AL., 2014). Por outro lado, o TF com pesos livres caracterizam-se por uma resistência isotônica que fornece a mesma resistência em toda a amplitude de movimento e permite o movimento em múltiplos planos e eixos (ACSM, 2009; MAROCOLO ET AL., 2016; KRAEMER ET AL., 2017). Assim, contribui com um movimento mais complexo, sendo necessário um maior

equilíbrio, além de promover ganhos significativos de força e hipertrofia (STONE ET AL., 2002; WELCH ET AL., 2015).

O TF com pesos livres geram benefícios em homens e mulheres de todas as idades e pode ajudar a promover uma vida mais independente e saudável. Porém, a magnitude da resposta ao TF pode ser influenciada pelo sexo, uma vez que as informações disponíveis na literatura indicam que mulheres apresentam valores mais baixos de força muscular do que os homens tanto para membros superiores quanto para membros inferiores (JONES ET AL., 2016; MIER ET AL., 2014). As diferenças dos sexos no desempenho de força podem ser o resultado de outros fatores que podem afetar a carga relativa (carga de esforço/peso corporal), incluindo variações nos padrões de movimento e ativação muscular, potência muscular e anatomia do quadril, joelho e tornozelos (HONG & SHIN, 2015; FERBER ET AL., 2003). No entanto, essas alterações ainda não estão totalmente elucidadas quando homens e mulheres são submetidos ao mesmo tipo de programa de treinamento. Desta forma, em relação ao desempenho funcional dos membros inferiores entre homens e mulheres o número de pesquisas se mostra limitado.

O desempenho funcional combinado com avaliações de imagens térmicas pode fornecer informações valiosas (MATTA ET AL., 2019). A termografia infravermelha é um método não-invasivo usado para visualizar as mudanças de temperatura corporal segmentar ou regional, em resposta a processos fisiológicos ou reações patológicas relacionadas ao controle da temperatura da pele, sem o risco de expor o paciente a qualquer tipo de radiação (MATTA ET AL., 2019; MAIOR ET AL., 2017; SANCHIS-SANCHEZ ET AL., 2014). Esta técnica tem sido cada vez mais utilizada em áreas médicas e esportivas, com aplicações relacionadas ao diagnóstico de distúrbios musculoesqueléticos, na avaliação do desempenho muscular e recuperação após o treinamento (MATTA ET AL., 2019; MAIOR ET AL., 2017; SANCHIS-SANCHEZ ET

AL., 2014). A simetria térmica do corpo humano é semelhante entre os lados do corpo, quando idênticos em forma e tamanho, e com imagens tomadas no mesmo ângulo (MAIOR ET AL., 2017). Por outro lado, lesões ou inflamação levam à vasodilatação e ao aumento dos mediadores inflamatórios na área, o que resulta em um aumento do metabolismo e do fluxo sanguíneo na região, e conseqüentemente aumenta a temperatura corporal local, podendo assim perturbar esse padrão simétrico normal (MATTA ET AL., 2019; SANCHIS-SANCHEZ ET AL., 2014; CHUDECKA & LUBKOWSKA, 2012). No entanto, não foram identificados estudos científicos que utilizaram essas avaliações fisiológicas em análises do desempenho funcional entre homens e mulheres.

1.1. REVISÃO DE LITERATURA

1.1.1. ANATOMIA E FUNCIONALIDADE DOS MEMBROS INFERIORES.

O membro inferior é estruturalmente formado pela junção da pelve, coxa, pernas e pés. A pelve consiste nos ossos do quadril direito e esquerdo, formada por três ossos: o ísquio, o ilíaco e o púbis (figura 1). Anteriormente, os ossos do quadril se unem para formar a sínfise púbica e posteriormente se unem com o sacro para formar a articulação sacrilíaca. Juntos, esta estrutura forma um anel em forma de bacia chamado cintura pélvica que funciona como a conexão entre o esqueleto axial e o apêndice (FIGUEROA & LE, 2019).

A coxa é a região entre o quadril e o joelho, sendo estruturado pelo osso mais longo, mais pesado e mais forte do corpo humano, o fêmur (figura 1). Na extremidade proximal do fêmur, a cabeça esférica articula com o quadril através da face semilunar do

acetábulo. Na extremidade distal existem duas proeminentes saliências ósseas, o trocânter maior e trocânter menor, que se articulam com a tíbia para formar a articulação do joelho (CHANG ET AL., 2019).

A perna é a região do membro inferior entre o joelho e o pé, composta por dois ossos: a tíbia e a fíbula (figura 1). A tíbia é o segundo maior osso do corpo e fornece suporte para uma parcela significativa do peso corporal (CANTRELL & VARACALLO, 2019), sua região proximal consiste no platô medial e lateral, cada uma com um menisco associado. Já a fíbula apresenta uma estrutura óssea menor, conseqüentemente, apresenta menor suporte de peso. Este osso se conecta à tíbia através de uma membrana interóssea, a junção destes ossos forma distalmente o maléolo medial (tíbia) e lateral (fíbula), na articulação do tornozelo (CANTRELL & VARACALLO, 2019).

O pé é uma estrutura anatômica complexa composta de numerosos ossos, articulações, ligamentos, músculos e tendões responsáveis pelo movimento coordenado da marcha e como base estrutural para manter-se estável (figura 1). Por definição, o pé é a extremidade inferior distal à junção do tornozelo (FICKE & BYERLY, 2019). O pé é por 26 ossos, sendo 7 do tarso, 5 do metatarso e 14 das falanges, subdivididos em 3 regiões anatômicas: retropé, mediopé e antepé (FICKE & BYERLY, 2019). O retropé, porção mais posterior do pé, possui como principais ossos: o talus e calcâneo; dois dos sete ossos do tarso. A articulação formada do talus e do calcâneo é referida como subtalar e permite a inversão e a eversão do tornozelo (FICKE & BYERLY, 2019). O mediopé é composto por cinco dos sete ossos do tarso: navicular, cuboide, e cuneiformes medial, intermédio e lateral. O navicular articula com os ossos cuneiformes medial, intermédio e lateral. O cuboide forma a base da coluna lateral dos pés e articula com a base do quarto e quinto ossos do metatarso. Formam a base de junção para o antepé e contribuem para a estabilidade do mediopé e do arco plantar (FICKE & BYERLY, 2019). O antepé é a

porção mais anterior dos pés, sendo formada pelos ossos dos metatarsos, falanges (dedos dos pés) e ossos sesamóides. Há um metatarso e três falanges para cada dedo do pé, exceto o hálux que possui apenas duas falanges, sendo essa região essencial para a manutenção do equilíbrio, suporte de peso e marcha (FICKE & BYERLY, 2019).

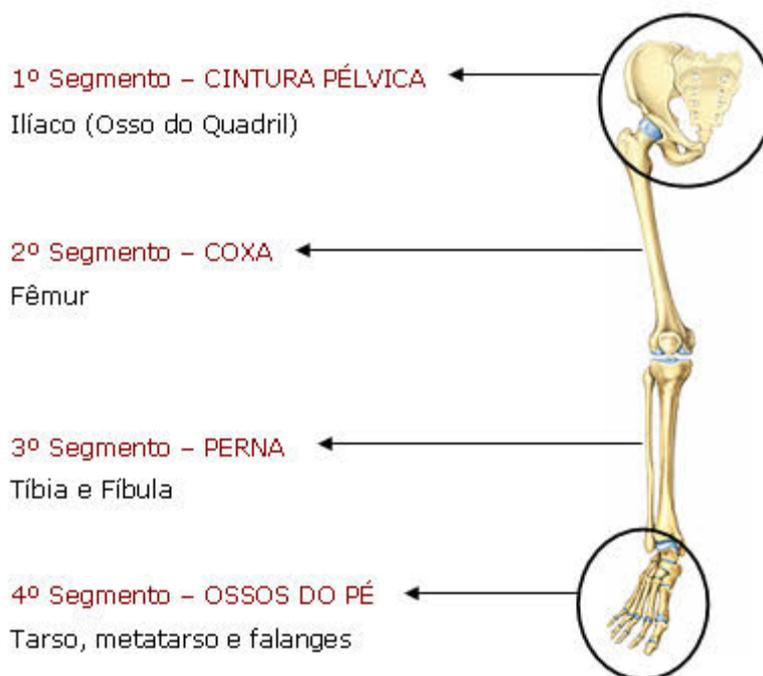


FIGURA 1 - Anatomia óssea dos membros inferiores.

Em relação aos músculos mais importantes dos membros inferiores estão os grupos musculares que realizam os movimentos de flexão e extensão, adução e abdução, rotação medial e lateral pertinente as articulações do quadril, joelhos e tornozelos (CHHABRA ET AL., 2001). Na região do quadril, os músculos glúteos formam um grupo de músculos composto pelo glúteo máximo, glúteo médio e glúteo mínimo que realizam os movimentos de extensão, abdução do quadril e estabilização dinâmica do quadril (ELZANIE & BORGER, 2019). O glúteo máximo é o maior dos três músculos e desempenha o papel de manter a parte superior do corpo ereto. Este músculo possui dois pontos de inserção, as fibras superficiais para o trocânter maior e as fibras profundas que

se inserem na tuberosidade glútea (ELZANIE & BORGER, 2019). O glúteo médio e mínimo possuem uma função mais relacionada à estabilização do quadril, se inserem diretamente no trocânter maior e realizam o movimento de abdução e rotação medial do fêmur. A ação desses músculos evita a adução excessiva do quadril durante os movimentos de flexão e extensão (ELZANIE & BORGER, 2019).

O músculo quadríceps é o mais volumoso e potente grupo muscular do corpo humano, localizado na porção anterior da coxa, é formado pelo reto femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio (MAIOR ET AL., 2011). A ação do quadríceps tem repercussão nas articulações do joelho e do quadril, pois o reto femoral participa da flexão do quadril, enquanto sua ação sinérgica com os vastos realiza a extensão do joelho (BORDONI & VARACALLO, 2018). A contração do quadríceps torna possível os movimentos de andar, agachar e saltar, sendo o equilíbrio da ativação dessa musculatura, essencial para a estabilização da patela (BORDONI & VARACALLO, 2018). A inserção destes músculos na patela ocorre através do tendão quadricipital, formando um complexo fibroso com os retináculo patelares e o tendão patelar, sendo essas as estruturas músculo-tendíneas anteriores do joelho (FLANDRY & HOMMEL, 2011).

A musculatura posterior é formada pelo semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral, complexo muscular também chamado de isquiotibiais (VAUGHN & COHEN-LEVY, 2019). Com exceção da cabeça curta do bíceps femoral, os outros músculos posteriores da coxa são biarticulares, a cabeça longa do bíceps femoral, o semitendinoso e o semimembranoso originam da tuberosidade isquiática da pelve, se inserindo distalmente na tíbia, o bíceps no côndilo lateral da tíbia enquanto o semitendinoso e o semimembranoso no côndilo medial da tíbia (FLANDRY & HOMMEL, 2011). Esses músculos possuem atuação em movimentos da articulação do quadril e do joelho, no quadril auxiliam no movimento de extensão e na articulação do joelho realizam o

movimento de flexão. Entretanto, uma atuação importantíssima desses grupamentos está relacionada a estabilização da tibia, evitando os movimentos de gaveta anterior da tibia durante os movimentos de extensão do joelho (VAUGHN & COHEN-LEVY, 2019).

Por último, as musculaturas da perna, na região posterior, responsáveis pela flexão plantar, que são o gastrocnêmio, o sóleo e o músculo plantar. O músculo gastrocnêmio é composto de cabeças laterais e mediais separadas, sendo a medial é a maior dos dois, junto com o músculo plantar, possuem a inserção proximal na porção posterior dos côndilos femurais (FLANDRY & HOMMEL, 2011). Sendo, o gastrocnêmio, uma musculatura mais superficial em relação ao músculo do sóleo, que possui a inserção proximal na tibia e une esses dois músculos no tendão calcâneo, que se insere na tuberosidade do calcâneo (MOSTAFA & VARACALLO, 2019). Já na região anterior da perna, o principal músculo do complexo é o tibial anterior, com origem na superfície lateral da tibia e inserção no cuneiforme medial e na superfície plantar do primeiro metatarso (JUNEJA & HUBBARD, 2018). É o principal responsável pelo movimento de dorsiflexão do tornozelo, além de participar da inversão do pé. A dorsiflexão é um movimento fundamental para a marcha, porque retira o pé do chão durante a fase de balanço (JUNEJA & HUBBARD, 2018).

1.1.2. DIFERENÇAS ANATÔMICAS ENTRE OS SEXOS

As diferenças anatômicas dos membros inferiores entre homens e mulheres apresentam um potente fator de risco para o aumento da prevalência de lesões de joelhos e tornozelos em mulheres (DECKER ET AL., 2003; GUANG-QUAN ET AL., 2017; MITANI, 2017; SHULTZ ET AL., 2008). Inicialmente, as mulheres possuem diferenças estruturais no quadril quando comparado aos homens fato que conduzem a significativas compensações biomecânicas (DECKER ET AL., 2003; GUANG-QUAN ET AL., 2017; MITANI, 2017; SHULTZ ET AL., 2008).

O quadril feminino possui maior *tilt* pélvico anterior (anteversão), pois os ossos da pelve se alinham para garantir o crescimento e nascimento do feto. Assim, o diâmetro interno do espaço da pelve feminina é maior, sendo mais largo e plano, para acomodar a cabeça do bebê durante o nascimento (MAHATO, 2018). Estes ajustes anatômicos proporcionam alterações biomecânicas dos membros inferiores, ou seja, aumenta anteversão do quadril e o estresse rotacional medial do fêmur. Este fato contribui para o aumento do ângulo Q (ângulo do quadríceps), aumento do valgismo dos joelhos e maior incidência de joelhos *geno recurvato* (SHULTZ ET AL., 2008). Como compensação dos ajustes anatômicos do quadril e joelhos, os pés também podem sofrer alterações biomecânicas, como maior incidência de pisada pronada em mulheres, causada pela torção da tibia e do *drop* navicular (SHULTZ ET AL., 2008).

O ângulo Q maior em mulheres (Figura 2) gera um aumento de sobrecarga em várias estruturas, músculos, tendões, cartilagens e ligamentos. Por conseguinte, implica diretamente no valgismo dos joelhos presente na maioria das mulheres, aumenta a sobrecarga tensional no ligamento colateral medial e promove estresse compressivo na porção lateral do joelho, principalmente no menisco lateral (MITANI, 2017). Além disso, um aumento no ângulo Q aumenta o estresse compressivo na articulação patelofemoral,

causado pela lateralização da patela, conseqüentemente, aumento da incidência de condropatias patelares (MITANI, 2017). Em relação com o esporte, todas essas modificações citadas aumentam a incidência da lesão do LCA em mulheres (MITANI, 2017).

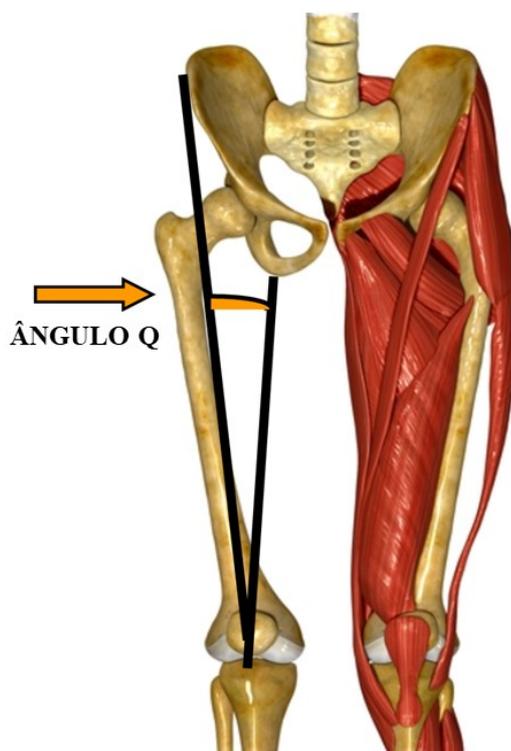


FIGURA 2 – Representação gráfica do Ângulo Q

Existem diferenças entre os sexos também relacionadas à estrutura muscular e arquitetura muscular, representada principalmente pelos fascículos musculares, com os homens apresentando um maior comprimento de fascículos e diferentes ângulos de penetração das fibras, modificações relacionadas intimamente com a otimização da função muscular (GUANG-QUAN ET AL., 2017). Também existem diferenças na proporcionalidade dos tipos miofibrilares entre os sexos, pois a proporção de fibras tipo IIa em homens é 29,8% maior do que fibras tipo I, já em mulheres as fibras tipo IIa é 30,2% menor em relação as fibras do tipo I (OH ET AL., 2018).

1.1.3. BIOMECÂNICA DAS FASES ASCENDENTES E DESCENDENTES DO SALTO.

O salto CMJ é um dos testes mais utilizados para monitorar o status neuromuscular de um indivíduo, atleta ou pessoas sedentárias. Trata-se de uma análise confiável, não invasiva, que gera pouca fadiga e possui uma alta reprodutibilidade (CLAUDINO ET AL., 2017; LAFFAYE ET AL., 2013; SOLE ET AL., 2017). Ao analisar o desempenho através do CMJ, comumente se utiliza a altura máxima do salto, obtida através do tempo de voo (BOSCO ET AL., 1983). Além disso, também são mensuradas variáveis instantâneas, como: força máxima, velocidade máxima e pico de potência. Embora sejam indicadores eficazes de desempenho existem mais fatores específicos da *performance* do CMJ, tais como: potência máxima, potência relativa, força média, taxa de desenvolvimento de força, além das razões - tempo excêntrico/tempo concêntrico, tempo de voo/tempo excêntrico (CLAUDINO ET AL., 2017).

Essas variáveis são informações específicas e podem ser extraídas através da análise da curva de Força-Tempo (F-T) durante o CMJ (LAFFAYE ET AL., 2013; SOLE ET AL., 2017). Assim permite que treinadores e cientistas entendam como são a mecânica do salto, especificamente, as diferentes fases do movimento (excêntrico vs. concêntrico). Além disso, vários estudos mostraram que a forma da curva F-T é totalmente dependente da mecânica do movimento, do aproveitamento da energia elástica, da coordenação motora e das intervenções neuromusculares prévias (CLAUDINO ET AL., 2017; LAFFAYE ET AL., 2013; SOLE ET AL., 2017). A análise da curva F-T dos movimentos atléticos tem recebido uma atenção considerável na biomecânica e na pesquisa em

ciências do esporte, com a especificidade de cada fase como demonstrado na figura 3 (SOLE ET AL., 2017).

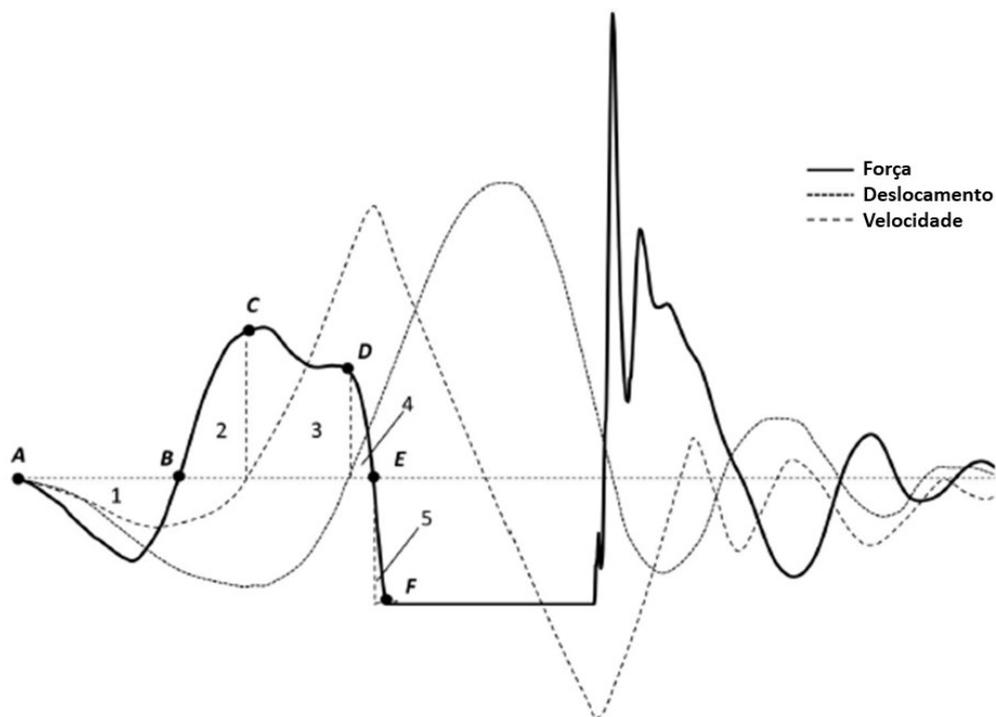


FIGURA 3 – Curva F-T do CMJ.

Ao analisar a figura 3, é possível destrinchar cada ponto da Curva F-T:

- Ponto A: iniciação da fase de salto;
- Ponto B: ponto de tempo onde a força vertical de reação do solo retorna ao peso corporal;
- Ponto C: o fim da fase excêntrica e iniciação da fase propulsiva;
- Ponto D: o fim do impulso;
- Ponto E: a força de reação com o solo cai abaixo do peso corporal e o centro de massa atinge a máxima velocidade;
- Ponto F: decolagem, em que o sujeito perde o contato com a plataforma de força.

Continuando a analisar da curva F-T, demarcando por fases ou momentos do salto, inicialmente quando o indivíduo pensa em saltar, ocorre uma diminuição da força resultante a níveis menores que o peso corporal, essa fase é a “fase de pré-estiramento”, sendo a junção dos pontos A – B (MCMAHON ET AL, 2017; LAFFAYE ET AL., 2013). Após essa fase inicial, ocorre o deslocamento negativo do centro de massa, essa é a “fase excêntrica”, sendo a junção dos pontos B – C. O ponto C é a representação específica do fim da fase excêntrica e início da fase propulsiva, bem como o pico de deslocamento negativo do centro de massa e o ponto de tempo em que o centro de massa transita de negativo para positivo (MCMAHON ET AL, 2017; LAFFAYE ET AL., 2013). Nessa transição excêntrica-concêntrica (*Coupling Time*) ocorre o aproveitamento da energia elástica que contribui com o aumento da potência sendo representada pela junção dos pontos C – D (BOSCO ET AL., 1981). Toda a fase propulsiva ou fase de “impulso” é representada a partir do ponto C até o ponto E, durante esse momento ocorre a fase concêntrica, onde os músculos envolvidos na trílice extensão (glúteos, quadríceps e gastrocnêmio) estão na máxima taxa de produção de força (MCMAHON ET AL, 2017; LAFFAYE ET AL., 2013). Finalizando o gesto, há a fase de *push-off*, caracterizada pelo impulso final com uma participação mais efetiva dos flexores plantares, sendo a junção dos pontos D – E (MÁRQUEZ ET AL., 2017; MCMAHON ET AL, 2017; LAFFAYE ET AL., 2013; SOLE ET AL., 2017).

A curva F-T está relacionada à força resultante entre a força muscular gerada e a força de reação do solo mensurada pela plataforma de força, porém, também é possível analisar a curva através da velocidade do deslocamento do centro de massa, velocidade do movimento e/ou tempo de duração de cada fase (LAFFAYE ET AL., 2013).

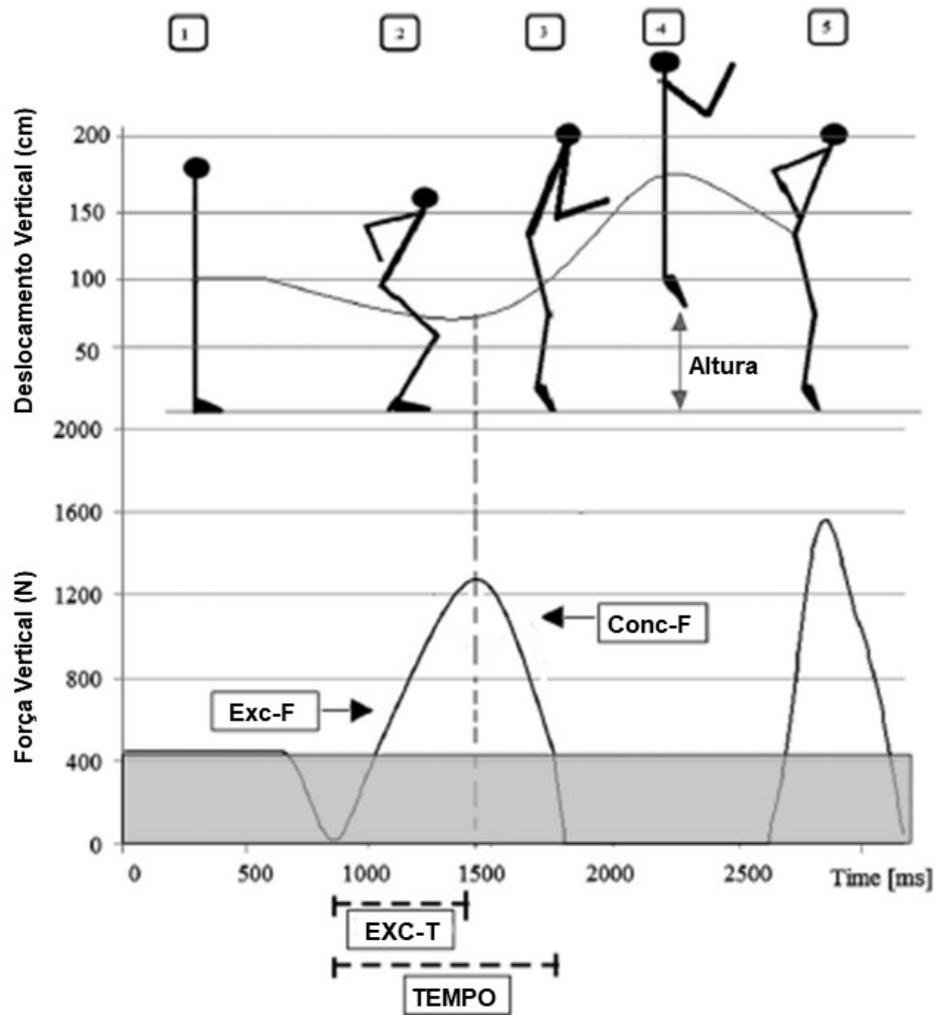


FIGURA 4 – Deslocamento do centro de massa e curva F-T.

Na figura 4 acima, há uma representação mais elucidada de um salto CMJ, onde a curva superior representa o deslocamento do centro de massa (em centímetros), a curva inferior mostra a força (Newton) e seus instantes correspondentes das fases: fase preparatória (1), fase excêntrica (2), fase concêntrica (3), tempo de vôo (4) e impacto no solo (5). Já em relação a duração do salto, no gráfico inferior da força vertical (N) pelo tempo (ms), a duração total do salto está na área demarcada com a palavra “TEMPO”, sendo a abreviação “EXC-T”, demarcando o tempo apenas da fase excêntrica. Em relação

à resultante de força, estão destacadas “Exc-F”, sendo a taxa de desenvolvimento de força excêntrica; “Con-F”, sendo a força vertical concêntrica (LAFFAYE ET AL., 2013).

As análises da curva F-T revelam diferenças específicas entre homens e mulheres em relação à altura do salto CMJ, estudos mostram que os homens tendem a saltar mais alto do que as mulheres, não apenas no CMJ, mas também em outros testes de salto (*Drop Jump* e *Squat Jump*) (CLAUDINO ET AL., 2017; LAFFAYE ET AL., 2013; SOLE ET AL., 2017). Porém, a estrutura temporal da curva F-T é semelhante entre os sexos, destacando que os padrões motores são comparáveis, porém, com uma pequena diferença na duração da fase excêntrica em homens. Por conseguinte, a fase excêntrica em homens é mais veloz, a hipótese é que talvez sejam capazes de estirar mais eficientemente os músculos por utilizarem maiores deslocamentos angulares do joelho, quadril e tornozelos durante um curto tempo, sendo compatível com maior aproveitamento do ciclo de alongamento-encurtamento (menos de 0,250 segundos em fase excêntrica) (LAFFAYE ET AL., 2013; SOLE ET AL., 2017). Apesar dos estudos demonstrarem uma maior altura no salto dos homens em relação as mulheres, as análises da força resultante do impacto no solo durante o movimento de aterrissagem entre os sexos são escassas, a diferença relatada está relacionada a biomecânica da aterrissagem, pois as mulheres impactam no solo com uma posição do tronco mais ereta (DECKER ET AL., 2003).

Diversas atividades diárias envolvem algum tipo de movimento de aterrissagem, e o entendimento desta fase do CMJ, assim como o entendimento das manobras de aterrissagem também são especialmente importantes para prática de esportes (DUFEEK & BATES, 1991; HRYSOMALLIS, 2007; MARSHALL ET AL., 2007). Esses movimentos envolvem a ação de músculos de membros inferiores e tronco que servem para dissipar a energia cinética que foi convertida da energia potencial do indivíduo a partir de uma queda de uma determinada altura. A dissipação da energia cinética pelo sistema muscular

reduz a sobrecarga nos tecidos moles, como cartilagens, ligamentos e ossos (DEVITA & SKELLY, 1992; LAFORTUNE ET AL., 1996). A magnitude e estratégias de dissipação da energia durante a aterrissagem pode implicar em risco para lesões de membros inferiores, tais como: lesões osteomioarticulares e fraturas ósseas (JAMES ET AL., 2006; YEOW ET AL., 2008; YEOW ET AL., 2009).

Mais detalhadamente, durante a aterrissagem toda energia cinética acumulada pelo corpo durante a queda é aplicada ao solo. O solo por sua vez reage com forças de mesmo valor e direção, porém de sentido contrário, ao aplicado pelo corpo. Com o intuito de anular essa força de reação do solo o corpo se utiliza de suas articulações, principalmente dos membros inferiores, para absorver a energia ao desacelerar o centro de massa do corpo (HAMIL ET AL., 2015).

Durante aterrissagem são utilizadas basicamente três articulações para amortecer a queda e frear o movimento descendente do corpo: tornozelos, joelhos e quadril. É importante salientar que todas essas articulações executam movimentos excêntricos com objetivo de minimizar o impacto (SHIMOKOCHI et al., 2013). Desta forma, durante a aterrissagem com o terço distal do pé pode ser empregada maior amplitude de movimento da dorsiflexão da articulação do tornozelo maximizando a ação dos músculos gastrocnêmio e sóleo na produção de força em ação excêntrica. Apesar de ser a articulação mais distal, ela apresenta menor papel na absorção da força de reação do solo em saltos (DEVITA & SKELLY, 1992; KOVÁCS ET AL., 1999; SELF & PAINE, 2001). Em situações normais, as principais musculaturas envolvidas são os músculos responsáveis pela frenagem da dorsiflexão do tornozelo (flexores plantares) e flexão do joelho (quadríceps) e quadril (glúteos e posteriores de coxa). Assim, a cinemática das articulações dos membros inferiores está acoplada e funciona de forma coordenada para atenuar as forças geradas no momento da aterrissagem.

Cada articulação participa desse processo de desaceleração do movimento de queda com um momento de força, que depende diretamente da posição do centro de massa do corpo. Quanto mais distante da articulação se localizar o prolongamento do vetor (aplicado no centro de massa do corpo), maior será o braço de alavanca, que por fim requer maior produção de força (BLACKBURN & PADUA, 2009; FONG ET AL., 2011; SHIMOKOCHI ET AL., 2013). Outro fator determinante da força a ser gerada por cada articulação é a velocidade com que se desacelera o movimento descendente do corpo. Quanto maior a desaceleração do movimento, maior será a força de reação do solo (SCHACHE ET AL., 2011; SCHACHE ET AL., 2015). Nesse aspecto, a amplitude de movimento das articulações utilizadas durante a desaceleração é determinante para uma queda com maior ou menor força de reação do solo (BLACKBURN & PADUA, 2009). Todo aumento de produção de força, vem acompanhado também de sobrecarga de diversas outras articulações sejam elas: tendões, ligamentos, cartilagens ou estruturas ósseas (SCHACHE ET AL., 2015).

Os músculos posteriores de coxa limitam a flexão do quadril (trata-se de uma musculatura biarticular), assim, uma maior amplitude de movimento dos posteriores da coxa reflete na possibilidade de uma posição mais fletida na aterrissagem. (OBERLÄNDER ET AL., 2012; SHIMOKOCHI ET AL., 2013). Quando se analisa os extensores de quadril, a posição mais fletida do tronco permite uma maior participação excêntrica desses músculos por aumentar o momento de força e permitir uma maior amplitude de movimento da articulação do quadril durante a desaceleração da queda quando comparada a uma posição mais ereta (TENG & POWERS, 2016). Já os músculos abdutores de quadril exercem importante função de estabilização do quadril. Por outro lado, a fraqueza dos músculos estabilizadores de quadril promove instabilidade durante a flexão e extensão dos joelhos (POLLARD ET AL., 2010).

A flexão do tronco produz concomitantemente flexões do joelho e quadril, reduzindo as forças de reação do solo e, conseqüentemente, diminuindo a sobrecarga. Essa simples manobra pode diminuir os riscos de lesões em membros inferiores. Ao se realizar uma aterrissagem, uma posição mais fletida do tronco tende a aproximar o vetor da força (cuja direção tem origem no centro de massa e direção perpendicular ao solo) ao centro articular do joelho, conseqüentemente, reduz o momento de força a ser realizado por ele e aumenta o momento de força a ser realizado pelo quadril (BLACKBURN & PADUA, 2009; FONG ET AL., 2011; SHIMOKOCHI ET AL., 2013). Desta forma, a maior flexão do tronco aumenta a participação da articulação do quadril na absorção da força de reação do solo, diminuindo a participação da articulação do joelho em comparação com uma posição mais ereta do tronco (DECKER et al., 2003). Esta posição permite também uma maior amplitude de movimento de todas as três principais articulações durante frenagem do movimento descendente (Figura 5) (DECKER et al., 2003; DEVITA & SKELLY, 1992). Isso permite um menor valor da aceleração (cujo vetor é contrário à direção da força de reação do solo), gerando menor pico da força de reação do solo, uma vez que a massa do corpo é constante (tudo de acordo com o princípio físico de que $F = m \cdot a$) (HAMILL ET AL., 2015).

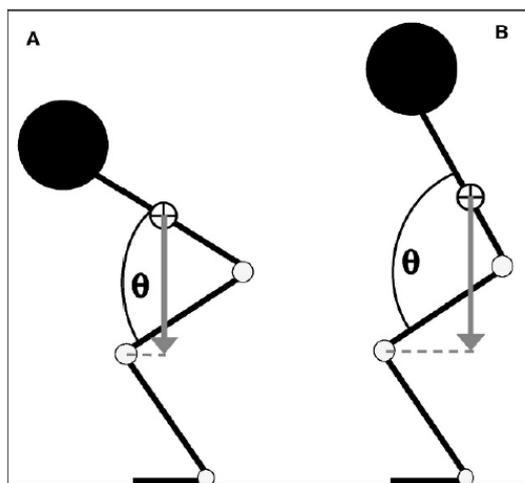


FIGURA 5 – Efeito do ângulo de flexão do tronco (Θ)

Efeito do ângulo de flexão do tronco (Θ) na localização do centro de massa do tronco. A flexão do tronco (A) move a projeção vertical do vetor do centro de massa do tronco (círculo branco) e a força associada (flecha) para mais próximo do centro de rotação da articulação do joelho em relação a uma posição mais estendida do tronco (B). A aproximação do centro de massa do tronco da articulação do joelho efetivamente diminui o braço do momento para a força de peso do tronco em relação ao joelho (linha tracejada) (BLACKBURN & PADUA, 2009).

Os flexores laterais do tronco têm função decisiva na estabilização do tronco e controle de movimento dos membros inferiores e quadril. Eles podem ser mais ou menos recrutados à medida que a absorção da força de reação do solo é maior ou menor. (HAMILL ET AL., 2015; BLACKBURN & PADUA, 2009). Durante movimentos unilaterais, os flexores laterais do tronco, são essenciais para a manutenção do alinhamento do quadril permitindo maior flexão e desenvolvimento de força nas diversas tarefas em que é recrutado. Entretanto, os extensores do tronco durante a aterrissagem produzem força a fim de estabilizar o tronco e permitir que a musculatura dos membros inferiores e do quadril desenvolva a força necessária de forma controlada para a realização da tarefa (ZHANG ET AL., 2000). Assim, quanto mais fletido o tronco estiver na aterrissagem, maior o recrutamento dos extensores do tronco (ZHANG ET AL., 2000).

1.1.4 TERMOGRAFIA

A termografia infravermelha é uma técnica não-invasiva, não-radioativa e segura que permite a mensuração da energia irradiada pelo corpo, sendo essa medida,

diretamente relacionada com a temperatura da pele. Essa tecnologia evoluiu rapidamente, sendo utilizada como diagnóstico, para detectar e localizar anomalias térmicas caracterizadas por um aumento ou diminuição da temperatura da superfície da pele (FERNÁNDEZ-CUEVAS ET AL., 2015; MAIOR ET AL., 2017; HILDEBRANDT ET AL., 2010).

A origem da termografia infravermelha ocorreu quando William Herschel (data 1800) descobriu a radiação térmica que na época era conhecida como uma luz invisível que posteriormente seria chamada infravermelha. Porém, apenas em 1970 começaram a surgir as primeiras câmeras comerciais, utilizadas principalmente em estruturas mecânicas, elétricas, na construção-civil e no meio militar (ARFAOUI ET AL., 2012). Com a evolução dos equipamentos, essa tecnologia passou a ser utilizada também na medicina, com o aumento da sensibilidade térmica das câmeras, sistemas de aquisição de imagens com altas taxas de quadros e *pixels*, acompanhando o avanço tecnológico. Também ocorreu a elaboração de *softwares* com análises complexa de dados estatísticos, que aprimoraram as análises térmicas para as mensurações em humanos (ARFAOUI ET AL., 2012).

As análises das variações térmicas no corpo humano têm uma série de aplicações: desordens neurológicas, doenças vasculares, cirurgias de peito aberto, problemas urológicos, entre outros. Além disso, pesquisas atuais definem protocolos para prevenção do câncer de mama, em que achados termográficos anormais nas mamas podem representar um marcador biológico para esta patologia (HILDEBRANDT ET AL., 2010).

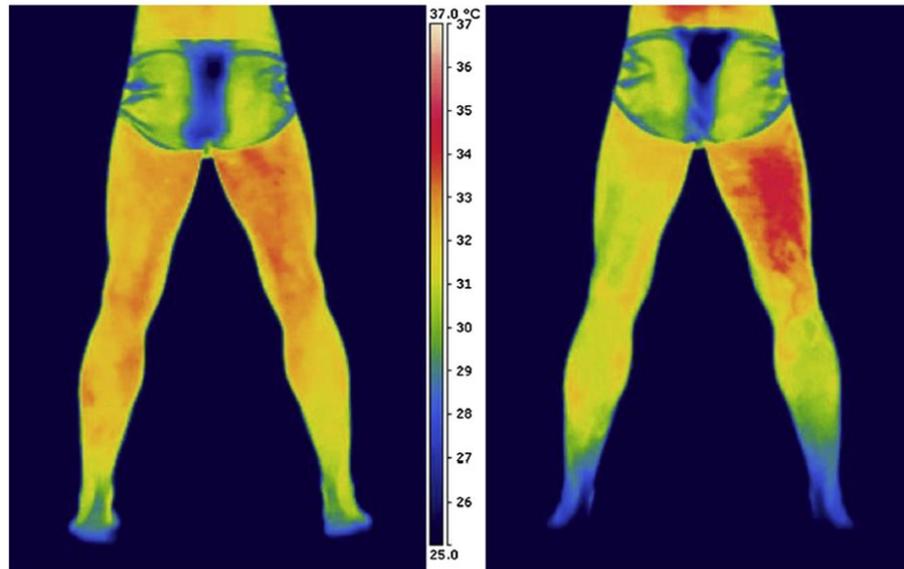


FIGURA 6 – Imagens Termográficas.

Além das aplicações médicas, a termografia vem sendo amplamente utilizada no esporte, principalmente com um foco de controle de processos inflamatórios, localização de lesões musculares e acompanhamento do tratamento através do acompanhamento da evolução térmica do edema (MAIOR ET AL., 2017; SANCHIS-SANCHEZ ET AL., 2014). Pois quando ocorre uma lesão muscular, há um aumento do fluxo sanguíneo local que correlaciona com o acréscimo da temperatura local (MATTA ET AL., 2019; MAIOR ET AL., 2017; SANCHIS-SANCHEZ ET AL., 2014; BANDEIRA ET AL., 2014).

A hipertermia local ocorre como consequência de um aumento do fluxo local, de um edema e/ou de um processo inflamatório, afecções como tendinites, bursite, artrite, *tênis elbow*, lesões musculares agudas, infecções, lesões ligamentares, cirurgias ortopédicas, entre outros problemas derivados de traumas ou inflamações (SANCHIS-SANCHEZ ET AL., 2014; BANDEIRA ET AL., 2014). Por outro lado, a hipotermia local pode ocorrer como consequência de processos degenerativos, oclusão arterial ou venosa (como trombose), dano neural e reflexo do sistema nervoso simpático (MAIOR ET AL.,

2017). Contudo, alguns autores relatam que dores agudas podem levar a hipotermia ou a hipertermia, dependendo das causas dessas dores (MAIOR ET AL., 2017).

1.1.4.1 PADRÕES PARA A COLETA

Para realizar uma boa coleta termográfica, critérios técnicos devem ser adotados para uma maior acurácia da análise. Critérios fixos e padronizações aumentam a reprodutibilidade do teste, além da necessidade de conhecer as limitações e os possíveis vieses do método. Assim, é importante compreender os padrões para coleta de dados (FERNÁNDEZ-CUEVAS ET AL., 2015):

- Fatores Ambientais:
 - Tamanho do quarto, temperatura ambiente, umidade relativa, pressão atmosférica e alguma outra fonte de radiação.
- Fatores Técnicos:
 - Validade, reprodutibilidade, protocolo, qualidade da câmera, seleção da área de interesse, software e análises estatísticas.
- Fatores Individuais:
 - **Intrínsecos:** sexo, idade, antropometria, ritmo circadiano, densidade dos pelos, emissividade da pele, histórico médico, metabolismo de repouso, genética e fatores emocionais
 - **Extrínsecos:** ingestão de bebidas estimulantes, aplicações na pele, terapias e atividade física.

Todos esses fatores devem ser levados em consideração durante a coleta e a análise, pois os fatores ambientais estarão relacionados com o local da coleta, os fatores

técnicos estão relacionados com o equipamento para a coleta e os fatores individuais estarão relacionados com o sujeito e suas características pessoais que poderão influenciar na temperatura da pele durante a coleta (FERNÁNDEZ-CUEVAS ET AL, 2015).

1.1.4.2 PADRÕES TERMICOS DO CORPO HUMANO

Em indivíduos saudáveis, a temperatura da pele em ambos os lados deve ser semelhante, quaisquer modificações maiores que $0,7^{\circ}$ C, em algum ponto do corpo em comparação ao lado contra-lateral, pode estar relacionado a alguma alteração física/fisiológica. Porém, em diversos estudos que buscaram uma base de dados sobre o padrão normal de temperatura, encontraram diferenças significativas entre pessoas do mesmo sexo, como no estudo de Zaproudina et al. (2008), em que o comportamento do desvio padrão demonstra a variação da temperatura em uma mesma região, como visto na tabela 1:

TABELA 1 – Valores de padrões térmicos de regiões do corpo humano

RI	Temperatura da Pele	
	Média (min-máx)	DV
TESTA	34.1 (32.5–35.7)	0.5
BOCHECHA	32.7 (30.4–35.6)	1.0
PESCOÇO	33.2 (32.1–34.1)	0.5
TRONCO ANTERIOR	32.2 (30.6–33.3)	0.6
PEITORAL	32.3 (30.8–33.3)	0.6
ABDÔMEN	32.1 (29.9–33.4)	0.8
COSTAS	32.2 (30.5–33.2)	0.6
SUPERIOR DAS COSTAS	32.7 (31.3–33.4)	0.5
INFERIOR DAS COSTAS	31.8 (29.5–33.1)	0.7

ROI – Região de Interesse / DV – desvio padrão

A busca desses padrões acaba deixando de lado os fatores individuais intrínsecos e extrínsecos relatados. As temperaturas das regiões citadas são chamadas de ROI (Região de Interesse) (Figura 7), que consistem em áreas demarcadas do corpo para a análise de valores máximos e médios dos lados contralaterais realizados pelos softwares de tratamento da imagem obtida (ZAPROUDINA ET AL., 2008). Um dos pontos mais controversos das análises termográficas é o ROI, pois ainda não se encontra uma padronização e vários grupos de pesquisadores criam seus protocolos. Um dos protocolos mais utilizados é o protocolo de *Glamorgan*, que tenta padronizar os pontos de análise, porém ainda não consta em um consenso, conseqüentemente, ainda existe uma grande lacuna científica sobre os protocolos. A maioria dos procedimentos para demarcar o RI é realizado manualmente no *software*, diminuindo os valores de reprodutibilidade (ICC intra e inter-avaliador) (FERNÁNDEZ-CUEVAS ET AL, 2015).

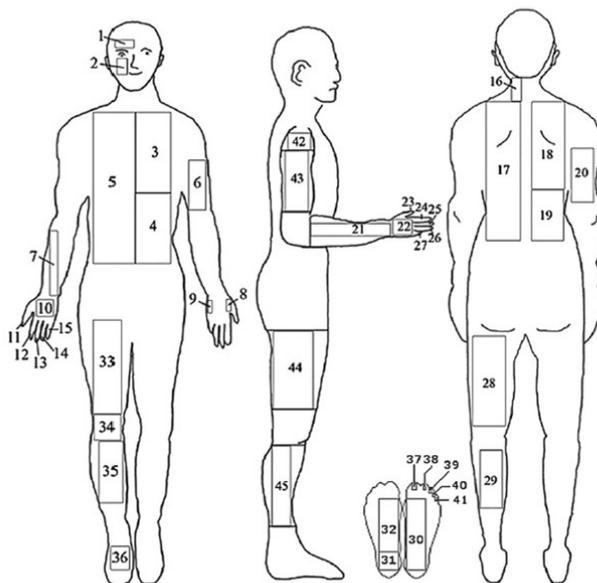


FIGURA 7 – Áreas demarcadas do ROI

1.2 JUSTIFICATIVA

O desempenho funcional dos membros inferiores combinado com as análises termográficas pode fornecer informações valiosas em relação ao perfil neuromuscular dos membros inferiores entre praticantes de treinamento de força com pesos livres. No entanto, não foram identificados estudos que utilizaram estas avaliações fisiológicas comparando as respostas de desempenho entre homens e mulheres. Assim, o presente estudo se justifica pela lacuna científica em relação à utilização da imagem térmica da pele associada ao perfil neuromuscular e funcional de homens e mulheres praticantes de treinamento de força com pesos livres.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo geral:

O objetivo deste estudo foi investigar o perfil termográfico, a potência muscular e o desempenho dos membros inferiores durante teste funcionais clínico entre homens e mulheres praticantes de exercício de resistência com pesos livres.

1.3.2 Objetivos específicos:

1. Verificar simetria da temperatura da pele ântero-posterior entre membros inferiores intra e inter-grupos;
2. Investigar as possíveis alterações térmicas entre homens e mulheres praticantes de treinamento de força com pesos livres;
3. Investigar a possível correlação entre o perfil térmico, testes funcionais e a potência de membros inferiores entre homens e mulheres praticantes de treinamento de força com pesos livres;

1.4 HIPÓTESES

O presente estudo relata uma diferença funcional significativa nos membros inferiores entre homens e mulheres, possivelmente, pelas diferenças existentes entre os sexos. Além disso, uma possível correlação positiva entre o teste SLSD, potência muscular e imagem térmica dos membros inferiores.

CAPÍTULO II

2.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Foi realizado um estudo transversal, pois as medições foram realizadas em uma população específica com o intuito de investigar as possíveis alterações termográficas, funcionais e neuromusculares dos membros inferiores entre homens e mulheres praticantes de treinamento de força com pesos livres.

2.2 AMOSTRA

Foram selecionados de 38 participantes do sexo masculino (n=20) e feminino (n=18) divididos em dois grupos:

- HOMENS praticantes de treinamento de força com pesos livres;
- MULHERES praticantes de treinamento de força com pesos livres;

Todos os participantes praticavam regularmente TF com uma média de $4,8 \pm 0,4$ dias por semana e com o volume total de TF de $255,1 \pm 9,2$ minutos por semana, além de um baixo volume de treinamento aeróbico, com uma média de $1,2 \pm 0,4$ dias por semana. Foram incluídos os indivíduos com pelo menos um ano de experiência em TF com pesos livre para participar do estudo.

Todos os participantes recrutados para o estudo foram submetidos a três distintas avaliações:

- 1- Imagem Termográfica ântero-posterior dos membros inferiores;
- 2- Salto contra-movimento na plataforma de força;
- 3- Teste SLSD;

Inicialmente, os indivíduos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) para pesquisas com seres humanos, de acordo com a resolução nº466/12 do Ministério da saúde. Todos os participantes preencheram um questionário referente aos riscos e complicações durante o exercício (PAR-Q) (Anexo 1). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética para Pesquisa do Centro Universitário Augusto Motta e foi realizado de acordo com os padrões éticos em pesquisa de ciência do esporte e exercício (CAAE: 76189817.0.0000.5235). Nenhum problema clínico ocorreu durante o estudo.

Após a primeira etapa foram coletadas as medidas antropométricas.

A composição corporal foi mensurada com auxílio de um equipamento de bioimpedância com eletrodos de mão e pé (*InBody* 120, inbody.com). Os participantes estavam vestidos com short, na posição ortostática, com os pés descalços nos eletrodos do equipamento e os braços estendidos segurando os eletrodos (figura8). Todas as medidas biométricas foram realizadas em sala termo neutra (21° C) após 8 horas de jejum. Para medida da estatura foi utilizado um estadiômetro calibrado em centímetros (*Avanutri*, Três Rios, Rio de Janeiro, Brasil). Posteriormente à resposta aos questionários e as avaliações antropométricas, todos os indivíduos realizaram as avaliações termográficas ântero-posterior dos membros inferiores, saltos contra-movimento na plataforma de força e o teste SLSD, respectivamente.



FIGURA 8 – Avaliação por bioimpedância com Inbody 120

2.3. LOCAL DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO

A presente pesquisa foi realizada no Centro de treinamento Recreio, localizado na Rua Desembargador Paulo Alonso 820, no Recreio dos Bandeirantes, Rio de Janeiro. Todos os participantes do estudo foram convidados a participar do estudo pelos pesquisadores envolvidos na pesquisa e informados sobre o objetivo da pesquisa. Desta forma, estavam cientes sobre os riscos e benefícios mediante ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

2.4. CÁLCULO OU JUSTIFICATIVA DO TAMANHO AMOSTRAL

Considerando que o objetivo foi traçar um perfil de análise para o padrão termográfico, neuromuscular e funcional dos membros inferiores, o projeto de pesquisa utilizou uma amostra mínima de 34 participantes, calculado pelo software *G-Power* 3.0 com um nível de significância de 5% e poder do teste de 80%. (Universität Düsseldorf -

Alemanha, 2009) em concordância com a análise de variância medidas repetidas (*ANOVA Oneway*).

2.5. CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Foram incluídos no estudo os participantes que atenderam simultaneamente os seguintes critérios:

Crítérios de inclusão:

- Participantes maiores de 20 anos;
- Praticantes de treinamento de força com pesos livres com no mínimo 1 ano de experiência;
- Livre de dores nos joelhos ou nos membros inferiores que comprometam a execução do movimento desejado.

Crítérios de exclusão:

- Lesões osteomioarticulares progressiva nos últimos 12 meses;
- Incapacidade funcional de realizar de algum dos testes específicos proposto no projeto de pesquisa;
- Utilização de esteróides androgênicos anabólicos nos últimos 12 meses prévios aos testes;
- Uso de medicamentos anti-inflamatórios ou analgésicos;

2.6. AQUISIÇÃO DE IMAGENS TERMOGRÁFICAS

Todas as imagens termográficas foram realizadas antes de qualquer outro teste, para a emissividade não sofrer modificação em virtude do trabalho muscular a ser

realizado. Todas as imagens termográficas foram mensuradas entre 14:00 e 16:00 e ocorreram em uma sala climatizada com temperatura de 21°C e umidade relativa de 65%. O período de aclimação pré-avaliações foi de 15 minutos de acordo com protocolos previamente publicados (MAIOR ET AL., 2017).

As imagens térmicas ântero-posteriores dos membros inferiores (coxas, joelhos e pernas) foram registradas por uma câmera termográfica digital infravermelha (Flir Systems Inc®, modelo T-540, EUA). Para melhor precisão dos registros termográficos foi utilizada uma faixa de medição de 20° C a 650° C (precisão de $\pm 2^\circ$ C ou 2%, sensibilidade de $\leq 0,05^\circ$ C), uma banda espectral infravermelha de 7,5 a 14 microns, uma taxa de atualização de 60Hz e uma FPA (*Focal Plane Array*) de 464 X 348 pixels. A distância entre o participante e a câmera foi padronizada a 2,5 m e o índice de emissividade da pele humana ajustado para 0,98.

As análises das ROI foram selecionadas por um desenho de áreas retangulares (figura 9) pelo software (FLIR TOOLS+, Wilsonville – OR , EUA), que forneceu as temperaturas médias e máximas de cada ROI analisadas (MAIOR ET AL., 2017; SNYDER ET AL., 2000). A seleção do RI padronizou 5 cm acima da borda superior da patela e da linha da virilha para coxas e para pernas as medidas ocorreram 5 cm abaixo do limite inferior da patela e 10 cm acima do maléolo (MAIOR ET AL., 2017). Já para avaliação seleção do ROI dos joelhos, foi utilizado um círculo 4cm de raio medido no centro da patela. A Figura 9 mostra imagens térmicas anteriores e posteriores representativas das coxas, joelhos e pernas. Todos os participantes foram recomendados a não utilizarem produtos cosméticos, bebidas estimulantes e não realizarem procedimento fisioterapêuticos antes das medidas (por exemplo, massagem, eletroterapia, ultrassom, tratamento térmico, crioterapia, hidroterapia) a fim de obter imagens térmicas mais significativas da temperatura da pele.

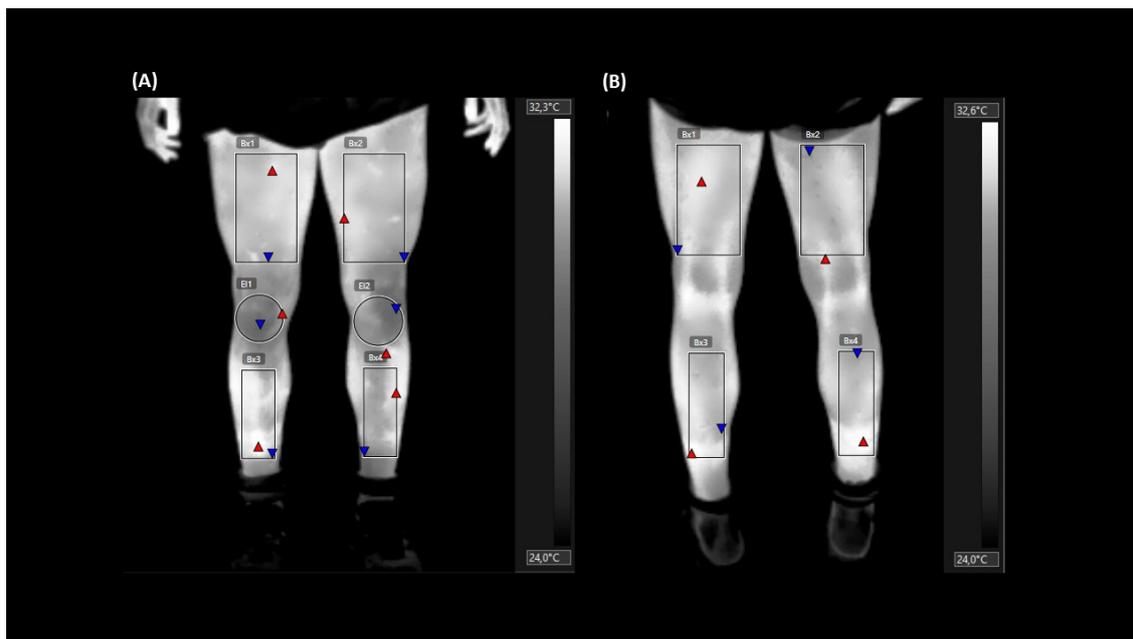


FIGURA 9 -Imagens térmicas anteriores e posteriores.

2.7. MEDIDAS DE POTÊNCIA MUSCULAR E DESEQUILÍBRIOS MUSCULARES

Para análise da potência muscular de membros inferiores e possíveis desequilíbrios musculares foi utilizado o salto CMJ. Durante a realização do salto o participante adotou a posição das mãos na cintura, sem utilizar o *swing* com os membros superiores (CLAUDINO ET AL., 2017) e realizou todo o movimento do salto de maneira mais rápida possível, flexionando o joelho próximo a 90° e estendendo com o máximo de potência muscular (Figura 10). Foi recomendado que durante a aterrissagem, o participante realizasse a tríplice flexão dos MI, (quadril, joelhos e dorsiflexão nos tornozelos), consequentemente, evitando o contato com o solo com os joelhos estendidos. Foram realizados 3 saltos com um intervalo mínimo de 1 minuto entre os saltos e para as análises foi considerado o salto que obteve a maior potência muscular.

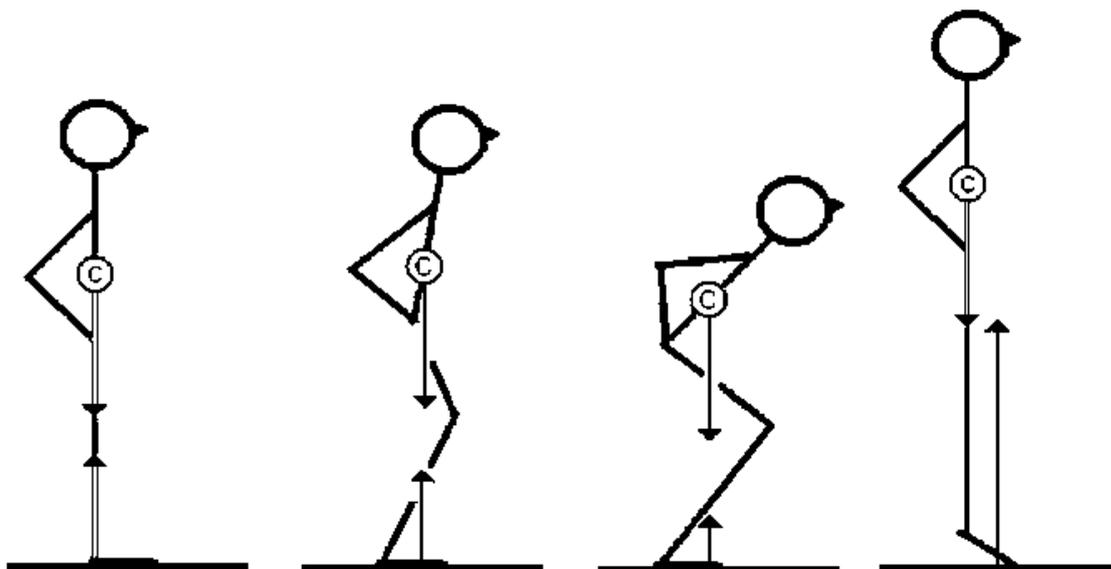


FIGURA 10 - Imagem representativa da sequência lógica do salto contra-movimento

Durante os saltos, as plataformas piezoelétricas (GLOBUS ERGO SYSTEM; Treviso, Itália) mensuraram os dados objetivos da descarga de peso dos MI, ação e reação imposta do solo, força de cada membro, força de contração excêntrica, força de contração concêntrica, transição da fase de contração excêntrica para a concêntrica (*coupling time*) e força de impacto no solo. Além das ações musculares durante o salto, foi analisada a altura máxima do salto, obtida através do tempo de vôo durante o salto (BOSCO ET AL., 1983). Cada plataforma possui dimensão de 24 x 40 cm, com 12 cm de altura, com um conversor analógico-digital TESYS de 14 bits e uma frequência de amostragem de 1.000Hz. Todas as informações foram analisadas através do *software* TESYS SUITE (Ver 31.2.0) que forneceu dados de cada fase dos movimentos para análise precisa das variáveis citada acima.

As plataformas ficaram em solo plano e rígido para evitar movimentos de vibração que poderiam interferir na avaliação. Para isso, as plataformas foram acopladas a um suporte com base de madeira e com tapetes de EVA pré-moldados para encaixe das

plataformas de forma que ficaram imóveis, evitando risco de entorses, alterações na coleta dos dados e análises (Figura 11).



FIGURA 11 - Representação da plataforma de força com base de madeira e com tapetes de EVA pré-moldados.

2.8. SINGLE LEG STEP DOWN TEST (SLSD)

Para a análise da funcionalidade do membro inferior foi realizado o teste SLSD. O SLSD é um teste unilateral que consiste em descer de um degrau de 20 cm de altura com um único membro. O participante partiu da posição unipodal com o membro que realizou a flexão do joelho apoiado na base rígida do *step* (Figura 12). O participante realizou a flexão de joelho unilateral e o membro livre tocando com o calcanhar na balança posicionada no solo (Figura 12). É importante comentar que não foi permitida uma descarga de peso superior a 10% do peso corporal do participante na balança. Durante o teste foi contabilizado o maior número de repetições de cada membro em 60s.

Não foram contabilizados os movimentos em que participante não mantiveram contato com a balança e/ou se transferiu mais de 10% do peso corporal quando estiveram

em contato com a balança (LOUDON ET AL., 2002; KLINE ET AL., 2016; BURNHAM ET AL. 2016).

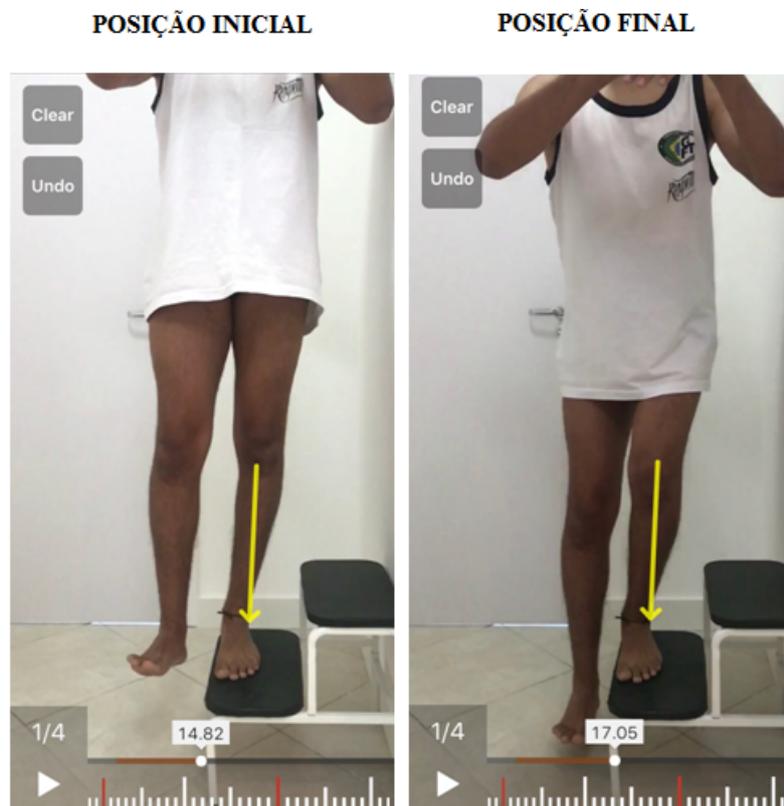


FIGURA 12 - Imagem representativa da posição inicial e final do teste SLSD.

2.9. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os dados são apresentados como média \pm DP. A análise estatística foi inicialmente realizada usando o teste de normalidade Shapiro-Wilk e o teste de homocedasticidade (Teste de Bartlett). A análise de variância de duas entradas (ANOVA TWO-WAY) foi utilizada para testar os efeitos principais e de interação do grupo (homens versus mulheres) e medida de tempo (aquisição das imagens termográficas, CMJ, teste SLSD) para cada variável de desfecho de forma independente. Quando um valor F encontrado foi significativo, foi realizado no teste de Bonferroni post-hoc para cada par de médias examinadas. Correlações entre variáveis foram avaliadas por meio de coeficientes de correlação Pearson, com seus correspondentes intervalos de confiança de 95%. O nível de significância foi fixado em 0,05 e o software utilizado para as análises estatísticas foi GraphPad® (Prism 6.0, San Diego, CA, EUA).

CAPÍTULO III

3.1. RESULTADOS

A Tabela 2 mostrou significativa diferença entre os grupos para altura ($p < 0,0001$), massa corporal ($p < 0,0001$), massa muscular estimada ($p < 0,0001$), massa de gordura estimada ($p < 0,04$) e % de gordura ($p < 0,0001$). A ANOVA de duas vias produziu efeitos principais para o grupo no SLSD teste ($F_{1,36} = 9,260$, $p = 0,004$), Fase *Push-off* ($F_{1,36} = 27,11$, $p < 0,0001$) e Fase *Landing* ($F_{1,36} = 16,72$, $p < 0,0002$) de tal forma que apresentou diferença significativa entre homens e mulheres (tabela 3). A análise *post-hoc* mostrou que os homens apresentaram melhor desempenho físico e funcionalidade de membros inferiores quando comparados as mulheres ($p < 0,05$).

Tabela 2 - Variáveis antropométricas dos participantes do estudo.

	Homens (n=20)	Mulheres (n=18)	<i>p</i><
Altura (cm)	176,1 ± 5,8	163,8 ± 4,3	0,0001
Massa corporal (kg)	82,1 ± 7,1	67,1 ± 9,1	0,0001
Massa muscular estimada (kg)	39,1 ± 3,4	27,4 ± 3,3	0,0001
Massa de gordura estimada (kg)	14,1 ± 4,1	18,1 ± 6,3	0,04
% de Gordura	17,1 ± 3,9	21,4 ± 6,4	0,0001

Tabela 3 - Funcionalidade e potência muscular entre homens e mulheres praticantes de treinamento de força com pesos livres.

		Homens	Mulheres	p<	95% CI diferença
Single Leg Step Down Test					
(repetições)	Esquerda	45,9 ± 10,5	37,0 ± 8,5	0,05	8,9 (-16,09, -1,70)
	Direita	47,5 ± 10,6	37,8 ± 8,5	0,01	9,6 (-16,86, -2,46)
Salto Contramovimento					
Fase Push-off (kg)					
	Esquerda	97,9 ± 16,4	71,9 ± 12,4	0,001	25,9 (-37,03, -14,93)
	Direita	97,3 ± 15,6	74,7 ± 14,4	0,001	22,6 (-33,66, -11,56)
Fase Landing (kg)					
	Esquerda	181,7 ± 45,2	136,1 ± 21,4	0,001	45,6 (-73,71, -17,48)
	Direita	189,6 ± 48,9	140,4 ± 25,2	0,001	49,1 (-77,28, -21,06)
Altura do salto (cm)		31 ± 3,7	23 ± 4	0,0001	8,5 (5,74, 11,36)

Push-off= fase concêntrica durante o salto; *Landing*= fase de queda.

Os resultados estatísticos para os efeitos dos grupos HOMENS vs. MULHERES relacionados à temperatura da pele foram apresentados nas Tabelas 4 (valores máximos) e 5 (valores médios). A ANOVA de duas vias observou efeito de interação entre grupo*tempo para a temperatura máxima ($F_{1,36} = 4,325$, $p < 0,04$) e média ($F_{1,36} = 6,024$, $p < 0,01$) da pele dos joelhos (Tabela 4 e 5). Contudo, ausência de evidências estatísticas para efeitos de interação em relação às outras regiões de interesse, foi observado efeito significativo para o grupo em relação à temperatura máxima ($F_{1,36} = 4,114$, $p < 0,05$) e média ($F_{1,36} = 8,120$, $p < 0,00$) da pele da região gastrocnêmio-sóleo (Tabela 3 e 4). O *post-hoc* Bonferroni não verificou diferença significativa na temperatura máxima da pele de homens e mulheres ($p > 0,05$). Contrariamente, o *post-hoc* Bonferroni verificou redução significativa ($p < 0,05$) na temperatura média da pele das mulheres na região gastrocnêmio-sóleo (tabela 5).

Tabela 4 -Valores máximos da temperatura da pele (°C) da coxa, perna e joelho de homens e mulheres praticantes de treino de força com pesos livres (homens n = 20; mulheres n = 18).

Regiões de interesse		HOMENS	MULHERES	Efeitos principais e de interação
Quadríceps	Esquerda	32,8 ± 1,2	32,6 ± 1,5	Interação: $F_{1,36} = 0,429$, $p = 0,51$ Grupo: $F_{1,36} = 24,88$, $p = 0,47$ Tempo: $F_{1,36} = 2,770$, $p = 0,10$
	Direita	32,7 ± 1,1	32,4 ± 1,4	
Isquiotibiais	Esquerda	32,5 ± 0,9	32,2 ± 1,3	Interação: $F_{1,36} = 0,027$, $p = 0,86$ Grupo: $F_{1,36} = 0,606$, $p = 0,44$ Tempo: $F_{1,36} = 0,001$, $p = 0,96$
	Direita	32,5 ± 0,9	32,2 ± 1,2	
Tibial anterior	Esquerda	32,6 ± 0,9	32,5 ± 1,2	Interação: $F_{1,36} = 0,703$, $p = 0,40$ Grupo: $F_{1,36} = 0,000$, $p = 0,97$ Tempo: $F_{1,36} = 0,428$, $p = 0,51$
	Direita	32,5 ± 1,0	32,6 ± 1,1	
Gastrocnêmio-sóleo	Esquerda	32,5 ± 0,7	31,8 ± 1,4	Interação: $F_{1,36} = 0,928$, $p = 0,34$ Grupo: $F_{1,36} = 4,114$, $p < 0,05$ Tempo: $F_{1,36} = 0,675$, $p = 0,41$
	Direita	32,5 ± 0,7	31,9 ± 1,2	
Joelho	Esquerda	31,6 ± 1,2	31,9 ± 1,6	Interação: $F_{1,36} = 4,325$, $p < 0,04$ Grupo: $F_{1,36} = 0,085$, $p = 0,77$ Tempo: $F_{1,36} = 1,697$, $p = 0,20$
	Direita	31,7 ± 1,0	31,6 ± 1,5	

Post-hoc Bonferroni: $p > 0,05$ comparação homens vs. mulheres.

Tabela 5 -Valores médios da temperatura da pele (°C) da coxa, perna e joelho de homens e mulheres praticantes de treino de força com pesos livres (homens n = 20; mulheres n = 18).

Regiões de interesse		HOMENS	MULHERES	Efeitos principais e de interação
Quadríceps	Esquerda	31,5 ± 1,1	31,0 ± 1,7	Interação: $F_{1,36} = 0,335$, $p = 0,56$ Grupo: $F_{1,36} = 0,919$, $p = 0,34$ Tempo: $F_{1,36} = 0,485$, $p = 0,49$
	Direita	31,4 ± 1,1	31,0 ± 1,7	
Isquiotibiais	Esquerda	31,5 ± 0,9	30,9 ± 1,5	Interação: $F_{1,36} = 1,950$, $p = 0,17$ Grupo: $F_{1,36} = 1,631$, $p = 0,20$ Tempo: $F_{1,36} = 0,977$, $p = 0,32$
	Direita	31,4 ± 1,0	30,9 ± 1,5	
Tibial anterior	Esquerda	31,5 ± 1,0	31,2 ± 1,2	Interação: $F_{1,36} = 0,000$, $p = 0,98$ Grupo: $F_{1,36} = 0,776$, $p = 0,38$ Tempo: $F_{1,36} = 0,075$, $p = 0,78$
	Direita	31,5 ± 0,9	31,2 ± 1,2	
Gastrocnêmio-sóleo	Esquerda	31,5 ± 0,8	30,4 ± 1,4*	Interação: $F_{1,36} = 0,018$, $p = 0,89$ Grupo: $F_{1,36} = 8,120$, $p < 0,00$ Tempo: $F_{1,36} = 0,712$, $p = 0,40$
	Direita	31,5 ± 0,8	30,5 ± 1,4*	
Joelho	Esquerda	30,1 ± 1,3	30,3 ± 1,7	Interação: $F_{1,36} = 6,024$, $p < 0,01$ Grupo: $F_{1,36} = 0,012$, $p = 0,91$ Tempo: $F_{1,36} = 0,032$, $p = 0,85$
	Direita	30,3 ± 1,2	30,2 ± 1,4	

Post-hoc Bonferroni: * $p < 0,05$ comparação homens vs. mulheres.

A correlação de Pearson mostrou que a altura do salto entre homens e mulheres foi significativamente correlacionada com o número de repetições para perna esquerda ($r = 0,41$, $p = 0,008$) e direita ($r = 0,40$, $p = 0,01$) obtido no SLSD test (Figura 13A). Por outro lado, a diferença percentual inter-membros (esquerda vs. direita) durante o SLSD test não mostrou correlação significativa ($r = -0,11$, $p = 0,48$) (Figura 13B) com a altura do salto para homens e mulheres praticantes de treinamento de força com pesos livres.

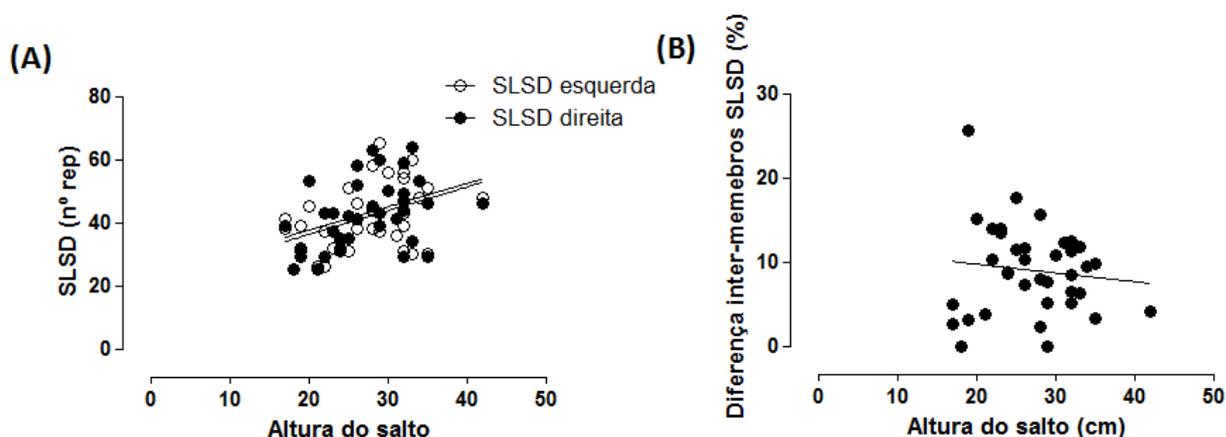


Figura 13 - Gráficos de dispersão apresentam a correlação (coeficiente de *Pearson*) entre o número de repetições totais de homens e mulheres durante *single leg step down test* (SLSD) e a altura do salto (A); A figura 1B apresenta a correlação entre a diferença % inter-membros e a altura do salto.

A figura 14 apresentou correlação de *Pearson* significativamente negativa entre a temperatura cutânea máxima (esquerda: $r = -0,48$; $p = 0,02$; direita: $r = -0,56$; $p = 0,009$) e média (esquerda: $r = -0,45$; $p = 0,04$; direita: $r = -0,52$; $p = 0,01$) do tibial anterior com a altura do salto dos homens.

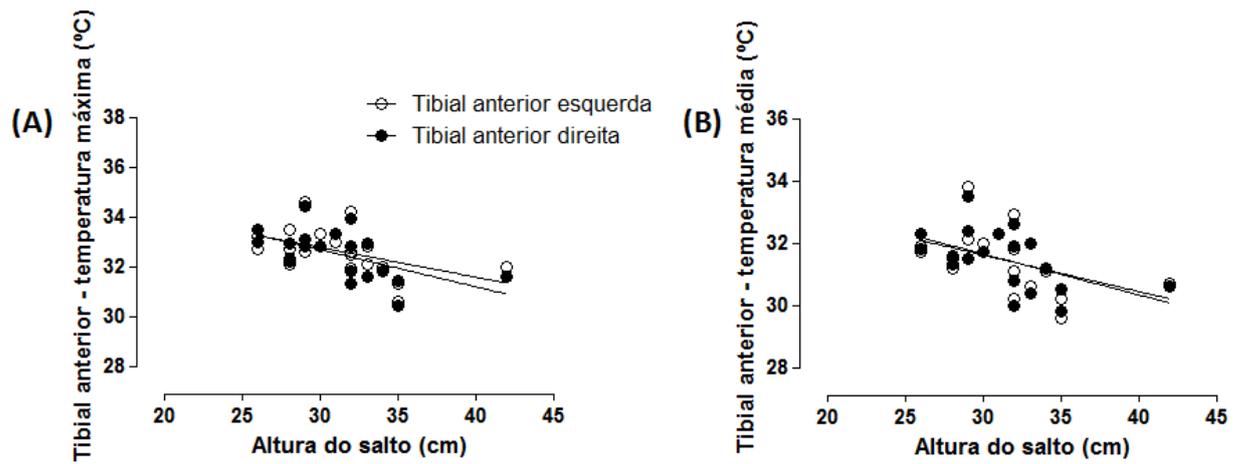


Figura 14 - Gráficos de dispersão apresentam a correlação (coeficiente de *Pearson*) entre a temperatura cutânea máxima (A) e média (B) do tibial anterior dos homens e a altura do salto.

3.2. DISCUSSÃO

O presente estudo investigou a funcionalidade dos MI e o perfil termográfico de homens e mulheres praticantes de treinamento de força com pesos livres. Nossos achados suportam a hipótese original que homens e mulheres possuem diferenças significativas na performance funcional dos membros inferiores, na plataforma de força durante a realização do salto CMJ, em relação à altura do salto, ao pico de força concêntrica na fase de *push-off* e na fase de impacto. Havendo diferenças significativas também nas respostas em relação ao número de repetições do SLSD, onde em todas essas análises foram apresentadas melhores performance pelos homens. Por outro lado, um dos principais resultados do presente estudo foi a correlação significativa entre o SLSD e a altura do salto, apresentando uma relação entre o desempenho funcional de cada membro e a potência muscular gerada entre homens e mulheres. Além disso, também foi notória a correlação inversamente proporcional entre resposta termográfica da temperatura cutânea da região do tibial anterior e a altura do salto em homens apenas.

O salto CMJ é uma avaliação comumente utilizada para monitorar o status neuromuscular (fadiga, melhorias na *performance*, força e potência muscular) a partir da análise da mecânica bilateral e da capacidade de gerar e absorver as forças de reação do solo pelos membros inferiores (CAMPOS JR. ET AL., 2019). A capacidade de geração de força está diretamente relacionada aos mecanismos da contração concêntrica e excêntrica, ao aproveitamento do componente elástico da musculatura e as propriedades do sistema nervoso central, que parecem possuir comportamentos heterogêneos entre os sexos (JONES ET AL., 2016; LAFFAYE ET AL., 2014). As mulheres possuem maior proporção de tecido não-contrátil obtido na biopsia muscular dos membros inferiores em amostras musculares quando comparado com as características musculares dos homens (FRONTERA ET AL., 2000; MILLER ET AL., 1993). Mesmo assim, quando

normalizado pela massa livre de gordura, os homens apresentaram 1,3 vezes mais força muscular comparado com as mulheres (JONES ET AL., 2016). Nossos resultados demonstraram que os homens produziram 29,6% a mais na potência absoluta quando comparados as mulheres, sugerindo que a maior potência nos homens durante o teste CMJ pode ser o resultado, principalmente de maior massa muscular e força. Contudo, existem outras possíveis causas que corroboram para a diferença entre os sexos, como: (1) diferenças no drive neural; (2) diferenças no aporte de sangue para os músculos ativos; (3) diferenças no metabolismo de substratos e fornecimento de energia; (4) diferenças intrínsecas nos mecanismos de fadiga; (5) modificações na excitação-contração dos mecanismos de acoplamento dos miofilamentos; e (6) diferenças estruturais das pontes cruzadas e no deslizamento dos miofilamentos (FRONTERA ET AL., 2000; WÜST ET AL., 2008; JEON ET AL., 2019).

O teste SLSD avalia o controle neuromuscular, a funcionalidade e a resistência do membro inferior envolvendo contrações concêntricas e excêntricas repetitivas das musculaturas envolvidas na tríplice extensão. O grupo dos homens também apresentou melhores respostas funcionais no SLSD, com uma diferença de 19,3% no membro esquerdo e 20,4% no membro direito, em relação às mulheres. Este resultado pode sofrer influência das diferenças miofibrilares entre os sexos, pois a proporção de fibras tipo IIa em homens é 29,8% maior do que fibras tipo I, já em mulheres as fibras tipo IIa é 30,2% menor em relação as fibras do tipo I (OH ET AL., 2018). Sendo assim, a menor força em mulheres pode estar associada à baixa proporção de fibras do tipo IIa (FRONTERA ET AL., 2000; JEON ET AL., 2019; OH ET AL., 2018). Apesar dos homens possuírem uma taxa de fadiga mais rápida em relação as mulheres, pois existe alguns mecanismos de resistência à fadiga em mulheres, tais como uma menor proporção das fibras musculares mais fadigáveis do tipo IIa, menor estrutura muscular absoluta envolvida em uma mesma

quantidade de trabalho e diferenças no fluxo sanguíneo (LONGPRÉET AL., 2013). Porém homens tendem a possuir maior força absoluta e volume muscular, acabam utilizando menores proporções da sua reserva de força para realizar a mesma tarefa (MOROMIZATO ETAL., 2016). Além dos aspectos relacionados à fadiga, outros pontos estariam ligados as diferenças anatômicas, estruturais e biomecânicas. Diferenças que incluem largura da pelve, alinhamento do membro inferior, frouxidão fisiológica, rotação tibial e alinhamento dos pés, que geram um aumento a incidência de distúrbios patelofemorais, valgismo dinâmico e lesões do ligamento cruzado anterior em mulheres (HUTCHINSON & IRELAND, 1995), levando a uma menor resposta funcional do membro inferior. Contudo, o teste SLSD parece ser uma excelente forma de avaliação da potência muscular pela presente correlação positiva com a altura do salto em ambos os sexos.

Em relação aos desequilíbrios entre os membros inferiores, em ambos os grupos, não houve diferenças significativas, não ocorrendo correlações. Pois os participantes que apresentaram desequilíbrios nos saltos, não possuíam correspondência direta com os desequilíbrios funcionais no SLSD. Justifica-se essa ausência de correlação pela diferença das demandas fisiológicas dos testes, sendo um relacionado a força e a velocidade da contração e o outro a fadiga e resistência muscular periférica. Além do mais, diferenças na força do *push-off* maiores que aproximadamente 6 a 8%, levariam a uma diminuição na performance do salto CMJ (BISHOP ET AL., 2017), porém não ficaram evidentes esses achados no presente estudo, não sendo possível correlacionar perda de desempenho com desequilíbrios entre os membros.

Considerando a menor força e qualidade muscular nas mulheres achados através dos testes CMJ e SLSD, a aplicação de mais de um método de avaliação do desempenho muscular, demonstrou uma melhor confiabilidade. Portanto, a utilização das imagens

térmicas somado a avaliação do desempenho muscular dos membros inferiores, podem fornecer um *feedback* rápido em relação a assimetrias musculares, risco de lesão e desempenho funcional dos membros inferiores.

No presente estudo, ao analisar o perfil termográfico, não foram encontradas diferenças significativas entre os padrões térmicos, as assimetrias das áreas de ROI contralaterais encontradas foram de apenas 0,3°C, não sendo diferença suficiente para relacionar com alterações morfológicas musculares ou correlacionar com algum processo inflamatório ou degenerativo. Pois apenas alterações maiores que 0,7°C caracterizariam uma assimetria correlacionada com algum desses fatores (MATTA ET AL., 2019; AL-NAKHLI ET AL., 2012). Existem ainda alguns fatores intrínsecos que diferenciam os indivíduos, que poderiam gerar modificações térmicas, como o próprio sexo, a idade, a composição corporal, o ritmo circadiano, a emissividade da pele, o metabolismo de repouso, alguns fatores genéticos, e até fatores emocionais, que levariam a individualidades biológicas, e conseqüentemente, mudanças do perfil térmico (FERNÁNDEZ-CUEVAS ET AL., 2015). Outro ponto, que levaria alguma variação térmica, seria por diferenças no volume muscular, na ativação muscular e/ou no aumento do fluxo sanguíneo cutâneo, mais elevado em sujeitos treinados e atletas, por várias destas alterações fisiológicas (por exemplo: aumento do metabolismo muscular, aumento da densidade de vasos capilares, alterações morfológicas no tecido muscular...) (MATTA ET AL., 2019; MAIOR ET AL., 2017). Maiores volumes musculares levariam um maior aporte sanguíneo no local, conseqüentemente, maiores respostas térmicas (SANCHIS-SÁNCHEZ ET AL., 2014). No entanto, nenhum desses pontos citados, nem essas diferenciações de respostas térmicas geraram modificações suficientes, a única diferença encontrada foi um padrão térmico mais elevado em relação a um estudo correspondente,

com a temperatura média dos joelhos de homens e mulheres em 30,25° no presente estudo, comparado com 29,1° no estudo de Zaproudina et al. (2008).

Outro resultado significativo foi à correlação positiva entre o SLSD e a altura do salto, onde os participantes de ambos os grupos que executaram um maior número de descidas do step, conseguiram uma melhor performance no salto. Apesar de valências físicas diferentes nos testes, como citado acima, possivelmente a melhor funcionalidade nos MI na realização do SLSD, refletiu em melhor transferência para o gesto do salto, contudo não foi possível correlacionar o SLSD com a força de *push-off*.

O principal resultado do presente estudo foi a correlação negativa entre a temperatura da pele no músculo tibial anterior e a altura do salto, apenas no grupo dos homens, onde foram encontradas temperaturas mais baixas na região nos participantes que apresentaram as melhores performances no salto. Esse resultado se apresentou, provavelmente pela diferença de ativação na fase concêntrica do salto entre homens e mulheres, homens possuem maior atividade eletromiográfica no gastrocnêmio e menor no tibial anterior na fase de *push-off*, em comparação com as mulheres (MÁRQUEZ ET AL., 2017). A menor atividade ou volume muscular reflete menores temperaturas na região (SANCHIS-SÁNCHEZ ET AL., 2014), sendo o tibial anterior um músculo antagônico ao gastrocnêmio no movimento de flexão plantar executado no final do salto, hipotetiza-se que entre os participantes quanto menor a ativação do tibial anterior, menor a co-contracção e melhor a capacidade de gerar potência no final do *push-off*, levando a uma maior altura do salto.

3.3. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

As limitações deste estudo incluem uma maior análise biomecânica do comportamento do membro inferior no SLSD e no CMJ. A cinemetria do movimento do membro inferior, com o comportamento dos joelhos durante os movimentos podem ter influenciado algumas das correlações. O tamanho amostral poderia ter sido mais robusto para avaliar as diferentes condições e perfis térmicos. Futuras investigações podem incluir análise de mais fases do salto, a utilização da termografia antes e depois dos testes físicos, análise dos ângulos de movimentos e a utilização da eletromiografia de superfície combinada com os testes funcionais. Assim poderiam ser explicitadas as diferenças de ativações com os perfis térmicos e com a qualidade dos movimentos.

3.4. CONCLUSÃO

Conclui-se que há diferenças na performance e no controle neuromuscular entre homens e mulheres, tanto no salto quanto no SLSD. Porém a utilização do SLSD em conjunto com o salto CMJ pode ser uma alternativa interessante pela correlação positiva entre o número de repetições do SLSD e a altura do salto.

Já o perfil térmico em um grupo, no geral não possui muita influência no desempenho nos testes funcionais, contudo nos homens, o aumento da temperatura da região do tibial anterior é um preditor para a diminuição da performance do MI durante o salto CMJ.

REFERÊNCIAS

- AL-NAKHLI, H.H., PETROFSKY, J.S., LAYMON, M.S. & BERK, L.S. (2012). The use of thermal infrared imaging to detect delayed onset muscle soreness. *Journal of Visualized Experiments*. 59: pii: 3551.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (2009) American College of Sports Medicine positionstand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.;41(3):687-708
- ARFAOUI, A., POLIDORI, G., TAIAR, R., & POPA, C. (2012). Infrared Thermography in Sports Activity, *Infrared Thermography*, Dr. Raghu V Prakash (Ed.), ISBN: 978-953-51-0242-7, In Tech
- BANDEIRA, F., BORDA, E. N., MOURA, M. A. M. & NOHAMA, P. (2014) A termografia no apoio ao diagnóstico de lesão muscular no esporte. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, Vol. 20(1), 59-64
- BISHOP, C., TURNER, A., & READ, P. (2017). Training methods and considerations for practitioners to reduce inter-limb asymmetries. *Strength and conditioning journal*, <http://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000354>
- BLACKBURN, J. T. & PADUA, D. A. (2009) Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *Journal of Athletic Training*, v. 44, n. 2, p. 174–179
- BORDONI, B. & VARACALLO, M. (2018) Anatomy, bony pelvis and lower limb, thigh quadriceps muscle. *Statpearls (internet)*
- BOSCO, C., KOMI, P. V. & ITO, A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinavica* ; v11-02

BOSCO, C., LUHTANEN, P., & KOMI, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(2), 273–282. <http://doi.org/10.1007/BF00422166>

BURNHAM, J. M., YONZ, M. C., ROBERTSON, K. E., MCKINLEY, R., WILSON, B. R., JOHNSON, D. L. & NOEHREN, B. (2016). Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance. *Physical Therapy in Sport*, 22, 66–73. <http://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.05.007>

CAMPOS JR, J.C., LEPORACE, G. & MAIOR, A.S. (2019). Countermovement Jump Test Performance in Different Sports Modalities. *Journal of Exercise Physiology JEPonline*. 22(5):172-182.

CANTRELL, A. J. & VARACALLO, M. (2019) Anatomy, bony pelvis and lower limb, leg bones. *Statpearls (internet)*

CHANG, A., BREELAND, G. & HUBBARD, J. B. (2019) Anatomy, bony pelvis and lower limb, femur. *Statpearls (internet)*

CHHABRA, A., ELLIOTT, C. C. & MILLER, M. D. (2001) Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 9, 166–177

CHUDECKA, M. & LUBKOWSKA, A. (2012) The use of thermal imaging to evaluate body temperature changes of athletes during training and a study on the impact of physiological and morphological factors on skin temperature. *Human Movement Science* ;13(1):7.

CLAUDINO, J. G., CRONIN, J., MEZÊNCIO, B., MCMASTER, D. T., MCGUIGAN, M., TRICOLI, V. & SERRÃO, J. C. (2017). The countermovement jump to monitor neuromuscular status: A meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(4), 397–402. <http://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.08.011>

DE SALLES, B. F., MAIOR, A. S., POLITO, M., NOVAES, J., ALEXANDER, J. & RHEA, M. (2010) Influence of rest interval lengths on hypotensive response after strength training sessions performed by older men. *The Journal of Strength and Conditioning Research* ; 24(11):3049-3054.

DECKER, M. J., TORRY, M. R., WYLAND, D. J., STERETT, W. I. & STEADMAN, J. R. (2019). Gender differences in lower extremity kinematics , kinetics and energy absorption during landing Gender differences in lower extremity kinematics , kinetics and energy absorption during landing, *Clinical Biomechanics* 0033(January). [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00090-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00090-1)

DEVITA, P. & SKELLY, W. A. (1992) Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 24, n. 1, p. 108–15

DUFEK, J. S. & BATES, B. T. (1991) Biomechanical Factors Associated with Injury During Landing in Jump Sports. *Sports Medicine*, v. 12, n. 5, p. 326–337

ELZANIE, A. & BORGER, J. (2019) Anatomy, bony pelvis and lower limb, gluteus maximus muscle. *Statpearls (internet)*

FERBER, R., DAVIS, I. M. & WILLIAMS, D.S. (2003) 3rd. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics* ;18(4):350-7.

FERNÁNDEZ-CUEVAS, I., CARLOS, J., MARINS, B., ARNÁIZ, J., MARÍA, P., CARMONA, G. & SILLERO-QUINTANA, M. (2015). Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review, *Infrared Physics & Technology* 71, 28–55. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2015.02.007>

FICKE, J. & BYERLY, D. W. (2019) Anatomy, bony pelvis and lower limb, foot. *Statpearls (internet)*

FIGUEROA, C. & LE, P. H. (2019) Anatomy, bony pelvis and lower limb, pelvis bones. *Statpearls (internet)*

FIGUEROA, C. & LE, P. H. (2019) Anatomy, bony pelvis and lower limb, leg posterior compartment. *Statpearls (internet)*

FLANDRY, F., & HOMMEL, G. (2011). Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 19(2), 82–92. <http://doi.org/10.1097/JSA.0b013e318210c0aa>

FONG, C. M., BLACKBURN, J. T., NORCROSS, M. F., MCGRATH, M. & PADUA, D. A. (2011) Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training*, v. 46, n. 1, p. 5–10.

FRONTERA, W.R., SUH, D., KRIVICKAS, L.S., HUGHES, V.A., GOLDSTEIN, R. & ROUBENOFF, R. (2000). Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*. 279(3):C611-618.

HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. & DERRICK, T. R. (2015) *Biomechanical basis of human movement*. 4th. ed. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins

HILDEBRANDT, C., RASCHNER, C., & AMMER, K. (2010). An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors*, 10(5), 4700–4715. <https://doi.org/10.3390/s100504700>

HONG, Y. N. & SHIN, C. S. (2015) Gender differences of sagittal knee and ankle biomechanics during stair-to-ground descent transition. *Clinical Biomechanics* ; 30(10):1210-1217.

HRYMOMALLIS, C. (2007) Relationship Between Balance Ability, Training and Sports Injury Risk. *Sports Medicine*, v. 37, n. 6, p. 547–556.

HUTCHINSON, M. R., & IRELAND, M. L. (1995). Knee Injuries in Female Athletes. *Sports Medicine*, 19(4), 288–302.

JAMES, C. R., DUFEK, J. S. & BATES, B. T. (2006) Effects of stretch shortening cycle exercise fatigue on stress fracture injury risk during landing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, v. 77, n. 1, p. 1–13.

JEON, Y., CHOI, J., KIM, H. J., LEE, H., LIM, J. Y. & CHOI, S. J. (2019). Sex- and fiber-type-related contractile properties in human single muscle fiber. *Journal of Exercise Rehabilitation*. 15(4):537-545.

JONES, M. T., JAGIM, A. R., HAFF, G. G., CARR, P. J., MARTIN, J. & OLIVER, J. M. (2016). Greater Strength Drives Difference in Power between Sexes in the Conventional Deadlift Exercise. *Sports (Basel)*. 4(3). pii: E43.

JUNEJA, P. & HUBBARD, J. B. (2018) Anatomy, bony pelvis and lower limb, tibialis anterior muscles. *Statpearls (internet)*

KILLGORE, W. D., ELIZABETH, A. & WEBER, M. (2012). Physical Exercise Habits Correlate with Gray Matter Volume of the Hippocampus in Healthy Adult Humans. *Scientific Reports*, 3 (3457), 1-6

KLINE, P. W., JOHNSON, D. L., IRELAND, M. L., & NOEHREN, B. (2016). Clinical predictors of knee mechanics at return to sport after ACL reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(5), 790–795. <http://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000856>

KOVÁCS, I., TIHANYI, J., DEVITA, P., RÁCZ, L., BARRIER, J. & HORTOBÁGYI, T. (1999) Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 31, n. 5, p. 708–16

KRAEMER, W. J., RATAMESS, N. A., FLANAGAN, S. D., SHURLEY, J. P., TODD, J. S. & TODD, T. C. (2017) Understanding the Science of Resistance Training: An Evolutionary Perspective. *Sports Medicine* ;47(12):2415-2435.

LAFFAYE, G., WAGNER, P. & TOMBLESON, T. (2014). Countermovement Jump Height: Gender and Sport-Specific Differences in the Force-Time Variables, *Journal of Strength and Conditioning Research* 0–10. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a1db03>

LAFORTUNE, M. A., LAKE, M. J. & HENNIG, E. M. (1996) Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 12, p. 1531–1537.

LLOYD, R. S., FAIGENBAUM, A. D., STONE, M. H., OLIVER, J. L., JEFFREYS, I. & MOODY, J. A. (2014) Position statement on youth resistance training: the 2014 International Consensus. *British Journal of Sports Medicine* ;48(7):498-505.

LONGPRÉ, H. S., POTVIN, J. R. & MALY, M. R. (2013). Biomechanical changes at the knee after lower limb fatigue in healthy young women. *Clinical Biomechanics JCLB*, 28(4), 441–447. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.02.010>

LOUDON, J. K., WIESNER, D., GOIST-FOLEY, H. L., ASJES, C. & LOUDON, K. L. (2002). Intra rater reliability of functional performance tests for subjects with patella femoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training*, 37(3), 256–261.

MAHATO, N. K. (2018). Transitional Female Sacrum: Dimensions, Alterations in Dorsal Pelvic Structure, and Potential Obstetric Implications, *Oman Medical Journal* 33(1), 22–28. <https://doi.org/10.5001/omj.2018.05>

MAIOR, A. S., LEPORACE, G., TANNURE, M. & MAROCOLO, M. (2017) Profile of infrared thermography in elite soccer players. *Motriz: rev. educ. Fis.*, 23, 1-6.

MAIOR, A. S., MARMELO, L. & MARQUES-NETO, S. R. (2011). Perfil do EMG em relação a duas angulações distintas durante a contração voluntária isométrica máxima no exercício de agachamento *Motricidade*, 7(2), 77-84 [https://doi.org/10.6063/motricidade.7\(2\).113](https://doi.org/10.6063/motricidade.7(2).113)

MAROCOLO, M., MAROCOLO, I. C., CUNHA, F. S. B., MOTA, G. R. & MAIOR, A. S. (2016) Influence of percentage of 1RM strength test on repetition performance during resistance exercise of upper and lower limbs. *Archivos de Medicina del Deporte* ;33(6):387-392.

MÁRQUEZ G., ALEGRE, L. M., JAÉN, D. & AGUADO, X. (2017). Sex differences in kinetic and neuromuscular control during jumping and landing, *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*17(1), 409–416.

MARSHALL, S. W., COVASSIN, T., DICK, R., NASSAR, L. G. & AGEL, J. (2007) Descriptive epidemiology of collegiate women's gymnastics injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *Journal of athletic training*, v. 42, n. 2, p. 234–40, 2007

MATTA, L., RHEA, M. & MAIOR, A.S. (2019). Physiological evaluation post-match as implications to prevent injury in elite soccer players. *Archivos de Medicina del Deporte* 36(4):138-144.

MCMAHON, J. J., REJ, S. J. E. & COMFORT, P. (2017). Sex Differences in Countermovement Jump Phase Characteristics, *Sports* 1–11. <https://doi.org/10.3390/sports5010008>

MILLER, A.E., MAC DOUGALL, J.D., TARNOPOLSKY, M.A. & SALE, D.G. (1993). Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 66(3):254-262.

MILLER, R. M., FREITAS, E. D., HEISHMAN, A. D., KAUR, J., KOZIOL, K. J. & GALLETI, B. A. (2019), Maximal power production as a function of sex and training status. *Biology of Sport* ;36(1):31-37.

MITANI, Y. (2017). Gender-related differences in lower limb alignment , range of joint motion , and the incidence of sports injuries in Japanese university athletes, *The Journal of Physical Therapy Science* 12–15

MONTALVO, A. M., SCHNEIDER, D. K., YUT, L., WEBSTER, K. E., BEYNNON, B., KOCHER, M. S., & MYER, G. D. (2018). “What’s my risk of sustaining an ACL injury while playing sports?” A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 1–12. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096274>

MOROMIZATO, K., KIMURA, R., FUKASE, H., YAMAGUCHI, K. & ISHIDA, H. (2016). Whole-body patterns of the range of joint motion in young adults: masculine type and feminine type. *Journal of Physiological Anthropology*, 1–12. <https://doi.org/10.1186/s40101-016-0112-8>

OBERLÄNDER, K. D., HOHER, J., KARAMANIDIS, K. & BRUGGERMANN, G. (2012) Reduced knee joint moment in ACL deficient patients at a cost of dynamic stability during landing. *Journal of Biomechanics*, v. 45, n. 8, p. 1387–92

OH, S. L., YOON, S. H. & LIM, J. Y. (2018). Age- and sex-related differences in myosin heavy chain isoforms and muscle strength, function, and quality: a cross sectional study. *Journal of Exercise Nutrition & Biochemistry*. 22(2):43-50.

ORMENTI, D. A. F., UDWIG, N. I. L., ARGANO, M. A. G., ONDOLA, M. A. G., ELLERMA, N. I. D., AUMO, A. N. C. & LBERTI, G. I. A. (2013). Thermal Imaging of Exercise-Associated Skin Temperature Changes in Trained and Untrained Female Subjects, *Annals of Biomedical Engineering* 41(4), 863–871. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0718-x>

OVERMOYER, G. V. & REISER, R. (2015). Relationships between lower extremity flexibility, asymmetries, and the Y Balance Test. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 1240–1247. <http://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000693>

POLLARD, C. D., SIGWARD, S. M. & POWERS, C. M. (2010) Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 2, p. 142–146

RICHMOND, S. A., FUKUCHI, R. K., EZZAT, A., SCHNEIDER, K., SCHNEIDER, G. & EMERY, C. A. (2013). Are Joint Injury, Sport Activity, Physical Activity, Obesity, or Occupational Activities Predictors for Osteoarthritis? A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(8), 515-B19. <http://doi.org/10.2519/jospt.2013.4796>

ROSS, M. D., LANGFORD, B. & WHELAN, P. J. (2002). Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(4), 617–622. [http://doi.org/10.1519/1533-4287\(2002\)016<0617:TRROSL>2.0.CO;2](http://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0617:TRROSL>2.0.CO;2)

SANCHIS-SÁNCHEZ, E., VERGARA-HERNÁNDEZ, C., CIBRIÁN, R. M., SALVADOR, R., SANCHIS, E. & CODOÑER-FRANCH, P. (2014). Infrared Thermal Imaging in the Diagnosis of Musculoskeletal Injuries: A Systematic Review and, (October), *American Journal of Roentgenology* 875–882. <https://doi.org/10.2214/AJR.13.11716>

SCHACHE, A. G., BLANCH, P. D., DORN, T. W., BROWN, N. A. T., ROSEMOND, D. & PANDY, M. G. (2011) Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 43, n. 7, p. 1260–71

SCHACHE, A. G., BROWN, N. A. T. & PANDY, M. G. (2015) Modulation of work and power by the human lower-limb joints with increasing steady-state locomotion speed. *The Journal of Experimental Biology*, v. 218, n. Pt 15, p. 2472–81

SELF, B. P. & PAINE, D. (2001) Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 33, n. 8, p. 1338–44

SHAFFER, S. W., TEYHEN, D. S., LORENSON, C. L., WARREN, R. L., KOREERAT, C. M., STRASESKE, C. A. & CHILDS, J. D. (2013). Y-Balance Test: A Reliability Study Involving Multiple Raters. *Military Medicine*, 178(11), 1264–1270. <http://doi.org/10.7205/MILMED-D-13-00222>

SHIMOKOCHI, Y., MEYER, E., LEE, S. Y., AMBEGAONKAR, J. P. & SHULTZ, S. J. (2013) Changing Sagittal Plane Body Positions Influences Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Risk during Single-Leg Landings. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* ;21(4):888-897.

SHULTZ, S. J., NGUYEN, A. & SCHMITZ, R. J. (2008). Differences in Lower Extremity Anatomical and Postural Characteristics in Males and Females Between Maturation Groups, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 38(3), 137–149. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2645>

SNYDER, W. E., QI, H., ELLIOTT, R. L., HEAD, J. F. & WANG, C. X. (2000) Increasing the effective resolution of thermal infrared images. *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 19(3), 63-70.

SOLE, C. J., CITADEL, T., MIZUGUCHI, S., SATO, K. & MOIR, G. L. (2017). Phase Characteristics of the Countermovement Jump Force-Time Curve: A Comparison of Athletes by Jumping Ability. *Journal of Strength and Conditioning Research* <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001945>

STONE, M., PLISK, S. & COLLINS, D. (2002) Training principles: evaluation of modes and methods of resistance training--a coaching perspective. *Sports Biomechanics* ;1(1):79-103.

SUCHOMEL, T. J., NIMPHIUS, S. & STONE, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, (October 2017). <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>

SUNDEMO, D., ALENTORN-GELI, E., HOSHINO, Y., MUSAHL, V., KARLSSON, J. & SAMUELSSON, K. (2016). Objective measures on knee instability: dynamic tests: a review of devices for assessment of dynamic knee laxity through utilization of the pivot shift test. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 9(2), 148–159. <http://doi.org/10.1007/s12178-016-9338-7>

TENG, H. L. & POWERS, C. M. (2016) Hip-extensor strength, trunk posture, and use of the knee-extensor muscles during running. *Journal of Athletic Training*, v. 51, n. 7, p. 519–524

VAUGHN, J. E. & COHEN-LEVY, W. B. (2019) Anatomy, bony pelvis and lower limb, posterior thigh muscle. *Statpearls (internet)*

WEBB, J. & CORRY, I. (2000). Injuries of the sporting knee. *British Journal of Sports Medicine*, 34, 227–228. <http://doi.org/10.1136/bjism.34.5.395>

WELCH, N., MORAN, K., ANTONY, J., RICHTER, C., MARSHALL, B. & COYLE, J. (2015) The effects of a free-weight-based resistance training intervention on pain, squat biomechanics and MRI-defined lumbar fat infiltration and functional cross-sectional area in those with chronic low back. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine* ;1(1):e000050.

WÜST, R.C., MORSE, C.I., DE HAAN, A., JONES, D.A. & DEGENS, H. (2008). Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Experimental Physiology*. 93(7):843-850.

YANG, H., PARK, H., LIM, C., PARK, S. & LEE, K. (2014). Infrared Thermal Imaging in Patients with Medial Collateral Ligament Injury of the Knee - A Retrospective

Study. *Journal of Pharmacopuncture*, 17(4), 50–54.

<https://doi.org/10.3831/KPI.2014.17.036>

YEOW, C. H., CHEONG, C. H., SIANG, K., LEE, P. V. S. & HONG GOH, J. C. (2008) Anterior Cruciate Ligament Failure and Cartilage Damage during Knee Joint Compression. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 36, n. 5, p. 934–942

YEOW, C. H., LEE, P. V. S. & GOH, J. C. H. (2009) Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, v. 42, n. 12, p. 1967–1973

ZAFFAGNINI, S., SIGNORELLI, C., GRASSI, A., YUE, H., RAGGI, F., URRIZOLA, F. & MARCACCI, M. (2016). Assessment of the pivot shift using inertial sensors. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 9(2), 160–163. <http://doi.org/10.1007/s12178-016-9333-z>

ZAPROUDINA, N., VARMAVUO, V., AIRAKSINEN, O. & MATTI, N. (2008). Reproducibility of infrared thermography, *Physiological Measurement* 515. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/29/4/007>

ZHANG, S., BATES, B. T. & DUFEK, J. S. (2000) Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 32, n. 4, p. 812–5

ZHOU, G., ZHENG, Y. & ZHOU, P. (2017). Measurement of Gender Differences of Gastrocnemius Muscle and Tendon Using Sonomyography during Calf Raises: A Pilot Study, *BioMed Research International*

ZLOTNICKI, J. P., NAENDRUP, J. H., FERRER, G. A. & DEBSKI, R. E. (2016). Basic biomechanic principles of knee instability. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 9(2), 114–122. <http://doi.org/10.1007/s12178-016-9329-8>

Apêndice 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido

DIAGNÓSTICO E FUNCIONALIDADE DOS JOELHOS DE HOMENS E MULHERES PRATICANTES DE TREINAMENTO DE FORÇA COM PESOS LIVRES

Nome do participante: _____

Este é um projeto de pesquisa realizado pelo laboratório do programa de Pós-graduação stricto sensu em Ciências da Reabilitação, no Centro Universitário Augusto Motta, *campus* Bonsucesso (RJ), sob a responsabilidade do pesquisador José Carlos de Campos Junior.

O joelho é a terceira articulação mais exposta a lesões durante a prática do treinamento de pesos livres. Possui uma vital importância durante a locomoção, sendo bastante sobrecarregada nos gestos esportivos, como correr, saltar, agachar... Para um bom funcionamento desta articulação, comumente chamada de “funcionalidade”, depende-se de uma interação complexa entre ossos, ligamentos, tendões e músculos, sendo essencial avaliarmos essa função para promover uma prática mais segura, pois uma diminuição da funcionalidade, leva a um aumento no risco de lesões. Logo, justifica-se esse estudo, na tentativa de minimizar o risco de lesões, analisando os equilíbrios e padrões de temperatura e de funcionalidade dos joelhos.

Este trabalho tem o seguinte objetivo: Analisar o perfil termográfico dos membros inferiores e a funcionalidade dos joelhos dos praticantes.

Como será feito o estudo: Se você aceitar participar deste estudo, será preenchido um questionário de prontidão para a prática de atividade física (PAR-Q), além do preenchimento deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), cujo lhe será fornecido uma via deste termo. Em seguida será realizada uma imagem da temperatura dos membros inferiores, logo após será realizada uma avaliação da força dos membros inferiores através de um salto partindo da posição de pé e finalizaremos com um teste funcional dos joelhos. As análises serão feitas em sua totalidade no mesmo dia.

O método para medir a sua força muscular no salto e a descida do degrau pode resultar em tonturas, dores musculares logo após e tempos depois, além disso, pode apresentar risco de lesões articulares e/ou musculares. Ocorrendo qualquer intercorrência ortopédica, será disponibilizado um veículo para leva-lo ao pronto socorro, e sendo necessário, você será ressarcido de eventuais danos a sua saúde e/ou lesões.

Benefícios esperados e todos os resultados, você terá acesso, tanto aos resultados quanto à força dos músculos dos membros inferiores durante o salto, quanto ao grau de funcionalidade dos seus joelhos e padrão da temperatura dos seus membros inferiores, além de possíveis desequilíbrios em algumas dessas análises.

Vale ressaltar, que sua participação no estudo é totalmente voluntária e você pode deixar de participar a qualquer momento da coleta.

Todas as informações obtidas neste estudo são confidenciais, uma vez que seu nome não será associado às análises a serem realizadas. Os dados serão divulgados de forma a não possibilitar sua identificação. Os resultados serão divulgados em apresentações ou publicações com fins científicos ou educativos.

Em caso de dúvidas, o participante poderá a qualquer momento interpelar o pesquisador, tanto durante os testes, quanto após, acessando o profissional responsável, José Carlos de Campos Junior (CPF: 093.002.487-74) no telefone (21) 97606-4674, sob orientação do Prof. Dr. Alex Souto Maior. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, Tel.: (21) 3882-9797 (ramal 1015), e-mail: comitedeetica@unisuam.edu.br.

Responda as perguntas a seguir, circulando a resposta SIM ou NÃO:

- | | | |
|--|-----|-----|
| 1- O senhor (a) leu o termo de consentimento? | SIM | NÃO |
| 2- Foram respondidas todas as suas perguntas sobre o estudo? | SIM | NÃO |
| 3- O senhor (a) se sente completamente esclarecido (a) sobre o estudo? | SIM | NÃO |

Se concorda em participar deste estudo, por favor assine o seu nome abaixo:

Assinatura do Participante

Assinatura do profissional responsável

ANEXO 1. Questionário de prontidão para a atividade física

QUESTIONÁRIO DE PRONTIDÃO PARA A ATIVIDADE FÍSICA (PHYSICAL ACTIVITY READINESS QUESTIONNAIRE) PAR-Q

Autoridades Canadense desenvolveram esse questionário que deve ser aplicado antes do início da atividade física, da intervenção e coleta de dados do nosso estudo visando identificar prováveis restrições e limitações à saúde. Este instrumento é apenas uma ferramenta na tentativa da identificação dos riscos com a prática da atividade física e não é infalível. Instituições como o Colégio Americano de Medicina Desportiva e a Sociedade Brasileira de Cardiologia, recomendam a realização de exames complementares

1 - Alguma vez um médico lhe disse que você possui um problema do coração e lhe recomendou que só fizesse atividade física sob supervisão médica?

Sim **Não**

2 - Você sente dor no peito, causada pela prática de atividade física?

Sim **Não**

3 - Você sentiu dor no peito no último mês?

Sim **Não**

4 - Você tende a perder a consciência ou cair, como resultado de tonteira ou desmaio?

Sim **Não**

5 - Você tem algum problema ósseo ou muscular que poderia ser agravado com a prática de atividade física?

Sim **Não**

6 - Algum médico já lhe recomendou o uso de medicamentos para a sua pressão arterial, para circulação ou coração?

Sim **Não**

7 - Você tem consciência, através da sua própria experiência ou aconselhamento médico, de alguma outra razão física que impeça sua prática de atividade física sem supervisão médica?

Sim **Não**

ANEXO 2 – Email que consta a submissão do trabalho para a revista Journal of Human Kinetics



José Carlos Campos Junior <jotaccj@gmail.com>

Fwd: Submitted manuscript

Alex Souto Maior <alex.bioengenharia@gmail.com>

6 de novembro de 2019 12:06

Para: José Carlos Campos Junior <jotaccj@gmail.com>

----- Forwarded message -----

De: **Journal of Human Kinetics** <jhk@awf.katowice.pl>

Date: qua., 6 de nov. de 2019 às 09:59

Subject: RE: Submitted manuscript

To: Alex Souto Maior <alex.bioengenharia@gmail.com>

Dear Author,

Thank you for submitting your work to the *Journal of Human Kinetics*. The article will be sent for evaluation and you will be informed about further proceeding.

We also would like to encourage you to provide us with names of 3-4 potential reviewers who were not recent co-authors or collaborators and are familiar with the subject of the manuscript. The names of the potential reviewers must be accompanied by their affiliations and e-mail addresses.

Best regards,

Editorial Office

Aleksandra Mostowik

Editorial Office of Journal of Human Kinetics

Academy of Physical Education in Katowice

e-mail: jhk@awf.katowice.pl

From: Alex Souto Maior [mailto:alex.bioengenharia@gmail.com]

Sent: Tuesday, November 5, 2019 8:07 PM

To: jhk@awf.katowice.pl

Subject: Submitted manuscript

Dear Editor, I am sending manuscript "Differences in the lower limbs functional performance and thermal imaging between male and female practitioners of resistance exercise with free-weights " for review in Journal of human kinetics. This manuscript has not been published and is not under consideration by another journal.

I hope new contacts.

Kind regards

Attached:

* manuscript with authors anonymous

* Title page

* agreement__authorship_statement

* cover letter

Kind regards

--

Prof.Dr. Alex Souto Maior

Doutor em Fisiologia - Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ/IBCCF)

Mestre em Engenharia Biomédica - Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP/IP&D)

Currículo lattes:

<http://buscatextual.cnpq.br/buscatextual/visualizacv.do?id=K4596519Y4>