



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

DAIANI DE CAMPOS

**AGACHAMENTO COM BARRA EM ATLETAS DE CROSSFIT: EFEITO DA
CARGA E DO TIPO DE CALÇADO NOS TORQUES ARTICULARES DE
MEMBROS INFERIORES**

FLORIANÓPOLIS

2023

DAIANI DE CAMPOS

**AGACHAMENTO COM BARRA EM ATLETAS DE CROSSFIT: EFEITO DA
CARGA E DO TIPO DE CALÇADO NOS TORQUES ARTICULARES DE
MEMBROS INFERIORES**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina.

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.

Orientadora: Prof.^a. Dr.^a. Heiliane de Brito Fontana

FLORIANÓPOLIS

2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor através do
Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da
UFSC

Campos, Dalani de
AGACHAMENTO COM BARRA EM ATLETAS DE CROSSFIT: EFEITO DA CARGA E
DO TIPO DE CALÇADO NOS TORQUES ARTICULARES DE MEMBROS INFERIORES /
Dalani de Campos ; orientadora, Heliane de Brito Fonatana, 2023.
95 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós-Graduação em
Educação Física, Florianópolis, 2023.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Agachamento. 3. Cinemática. 4. Carga. 5.
Tipo de calçado. I. Fonatana, Heliane de Brito. II. Universidade
Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação
Física. III. Título.

DAIANI DE CAMPOS

**AGACHAMENTO COM BARRA EM ATLETAS DE CROSSFIT: EFEITO DA
CARGA E DO TIPO DE CALÇADO NOS TORQUES ARTICULARES DE
MEMBROS INFERIORES**

O presente trabalho em nível de mestrado foi aprovado em 11/08/2023 pelos membros:

Prof.^a Dr.^a Heiliane de Brito Fontana
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof.^a Dr.^a Cíntia de La Rocha Freitas
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Thiago Matta
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho

Prof.^a Dr.^a Heiliane de Brito Fontana
Orientadora

Prof.^a Dr.^a Cíntia de La Rocha Freitas
Membro interno

Prof. Dr. Thiago Matta
Membro externo

FLORIANÓPOLIS

2023

AGRADECIMENTOS

Gostaria de, inicialmente, agradecer minha família, que não mediu esforços, mais uma vez, para que eu pudesse concluir esta etapa. Em especial à minha mãe, pelas idas semanais à UFSC comigo para alinhar a logística da distância entre Biguaçu e UFSC, pelo suporte nos momentos de maior necessidade e por me apoiar em todas as minhas decisões, mas sempre salientando o quanto o mestrado era importante para mim. Ao meu esposo, Daniel, por todo apoio, por vibrar minhas conquistas, entender minha ausência em tantos momentos e suprir minha falta em nossa empresa. Ao meu irmão e cunhada, por toda ajuda nos momentos em que precisei e por me apoiarem na decisão de fazer o mestrado. Ao meu pai e afilhados por todo amor e carinho. Eu amo vocês.

À minha orientadora, professora Heiliane Fontana, por todos os ensinamentos, pela orientação ímpar ao longo do mestrado, por todos os anos (são quase oito anos de orientação e parceria), nunca medindo esforços em oferecer o seu melhor a todos os seus alunos. Com certeza só estou aqui hoje porque fui sua aluna. Obrigada.

Aos meus colegas de grupo, o BSiM, por toda parceria, pelos encontros semanais, pela ajuda mútua. Aprendo muito com vocês. Aqui, em especial ao Eduardo e Giorgio, que me auxiliaram firmemente durante as coletas de dados. Sou grata a todos vocês.

Aos membros da banca, pelas sugestões, críticas e disponibilidade de participar deste tão importante processo do meu mestrado, auxiliando-me para que o trabalho seja finalizado da melhor forma possível.

A todos os meus amigos e colegas com quem convivo diariamente, e que sempre buscam saber sobre meu estudo e comemoram comigo cada conquista e passo dado.

RESUMO

Introdução: Mudanças cinemáticas decorrentes do aumento da carga da barra e do uso de calçados com elevação do calcanhar (*Tênis Lifter*) podem alterar como a carga é distribuída entre as articulações. **Objetivo:** Verificar os efeitos da carga da barra e do tipo de calçado na cinemática do tronco e na contribuição dos torques de quadril, joelho e tornozelo para o Torque Total de Suporte durante o agachamento com barra em atletas de *CrossFit*. **Métodos:** Foi conduzido um estudo experimental de medidas repetidas com 16 atletas. A cinemática tridimensional (8 câmeras, 100 Hz, Vicon) e as forças de reação do solo (2 plataformas AMTI, OR6-7) foram avaliadas durante três ciclos de agachamento profundo nas condições de carga de 50, 70 e 90% de três repetições máximas (3RM) com Tênis Convencional e Tênis *Lifter*. Os torques articulares de quadril, joelho e tornozelo foram estimados por dinâmica inversa através do modelo plug-in-gait (NEXUS, 2.1.2) e somados para a obtenção do Torque Total de Suporte. Os efeitos da carga e do calçado nas contribuições de cada articulação para o Torque Total de Suporte e o papel mediador do ângulo de flexão de tronco foram avaliados através de estatística inferencial com um nível de significância de 95%. **Resultados:** No instante onde o Torque Total de Suporte é máximo – transição entre a fases concêntrica e excêntrica, não houve interação entre os efeitos da carga e do calçado nas contribuições dos torques articulares ($p = 0,061$, $p = 0,716$ e $p = 0,065$ para quadril, joelho e tornozelo, respectivamente) ou no ângulo de flexão de tronco ($p = 0,403$). O aumento da carga resultou em diminuição da contribuição do joelho ($f = 9,779$, $p < 0,001$), aumento da de tornozelo ($f = 4,202$, $p = 0,025$) mas manutenção constante da contribuição do quadril ($f = 1,196$, $p = 0,316$). Uma menor contribuição de quadril ($d = 0,128$, $p = 0,017$) e maior de joelho ($d = 0,162$, $p = 0,024$) foi observada para agachamentos com o Tênis *Lifter* comparado ao Tênis Convencional. O ângulo de flexão de tronco nesse instante também se mostrou bastante parecido entre as condições, alterando-se, em média, apenas 1° com o aumento da carga ($d = 0,213$, $p = 0,011$). O pico de flexão de tronco não ocorreu no instante de torque total de suporte máximo, mas durante a fase concêntrica do movimento, sendo maior quanto maior a carga ($f = 40,947$, $p < 0,001$). Para uma ampla parte da fase concêntrica observou-se que o aumento da carga resultou em uma maior contribuição de quadril ($f_{\max} = 13$ and $f_{\max} = 47$ para os Tênis Convencional e *Lifter* respectivamente, $p = 0,01$) e menor contribuição de joelho ($f_{\max} = 27$ and $f_{\max} = 38$, $p = 0,01$). Maior contribuição do tornozelo foi encontrada apenas próximo ao início da fase concêntrica ($f_{\max} = 11$ and $f_{\max} = 6,5$, $p = 0,01$). As mudanças na contribuição do quadril em função do aumento da carga mostraram-se correlacionadas com as alterações no pico de flexão de tronco ($r = 0,586$ e $r = 0,512$ para os Tênis Convencional e *Lifter*, respectivamente). **Conclusão:** No instante de Torque Total de Suporte máximo, aumentar a carga resulta na diminuição na contribuição de joelho, não acompanhada de mudanças sistemáticas no quadril, que manteve contribuição constante. Contudo, durante a fase concêntrica, momento onde ocorreu o pico do Ângulo de Flexão de Tronco, observou-se que aumentar a carga implica em maior contribuição de quadril e menor de joelho. Além disso, aumentar a carga apresenta um efeito no Ângulo máximo de Flexão de Tronco, de forma que quanto mais pesada, maior a inclinação à frente.

Palavras Chaves: Agachamento, Cinemática, Torque articular, Tênis Convencional, *Lifter*.

ABSTRACT

Background: Kinematic changes that occur with increasing load on the barbell and with the use of Weightlifting Shoes can change how the load is distributed across joints. **Objective:** To verify the effects of barbell load and footwear on trunk kinematics and on the contribution of hip, knee and ankle torques to the Total Support Torque during barbell squats in CrossFit athletes. **Methods:** An experimental study of repeated measures was conducted with 16 athletes. Three-dimensional kinematics (8 cameras, 100 Hz, Vicon) and ground reaction forces (2 AMTI platforms, OR6-7) were evaluated during three deep squat cycles under 50, 70, and 90% of three repetitions maximum (3RM) load with Conventional Shoes and Weightlifting Shoes. Hip, knee and ankle joint torques were estimated through inverse dynamics through the plug-in-gait model (NEXUS, 2.1.2) and added to obtain the Total Support Torque. We used inferential statistics with a significance level of 95% to evaluate the effects of load and footwear type on the contribution of individual joints to the Total Support Torque. Furthermore, we explored the mediating role of the trunk flexion angle in this relationship. **Results:** At the instant when the Total Support Torque is maximum – transition between the concentric and eccentric phases, there was no interaction between the effects of load and footwear type on the contribution of joint torques ($p = 0,061$, $p = 0,716$ and $p = 0,065$ for hip, knee and ankle, respectively) or on the trunk flexion angle ($p = 0.403$). The increase in load resulted in a decrease in knee contribution ($f = 9.779$, $p < 0.001$), increase in ankle contribution ($f = 4.202$, $p = 0.025$) but constant hip contribution ($f = 1.196$, $p = 0.316$). A smaller contribution from the hip ($d = 0.128$, $p = 0.017$) and a greater contribution from the knee ($d = 0.162$, $p = 0.024$) was observed for squats with the Weightlifting Shoe compared to the Conventional Shoe. The trunk flexion angle at the instant of Total Support Torque maximum was also very similar across conditions, changing, on average, only 1° with the increase in load ($d = 0.213$, $p = 0.011$). The peak of trunk flexion did not coincide with the peak of Total Support Torque but during the concentric phase of the movement, being greater the greater the load ($f = 40.947$, $p < 0.001$). For a large part of the concentric phase, it was observed that the increase in the load resulted in a greater hip contribution ($f_{\max} = 13$ and $f_{\max} = 47$ for the Conventional and Weightlifting Shoes respectively, $p = 0.01$) and a smaller knee contribution ($f_{\max} = 27$ and $f_{\max} = 38$, $p = 0.01$). A greater contribution from the ankle was found only near the beginning of the concentric phase ($f_{\max} = 11$ and $f_{\max} = 6.5$, $p = 0.01$). Changes in hip contribution as a result of increased load were correlated with changes in peak trunk flexion ($r = 0.586$ and $r = 0.512$ for Conventional and Weightlifting Shoes, respectively). **Conclusion:** At the point of maximum Total Support Torque, increasing the load results in a decrease in knee contribution, without changes in hip contribution, which remains constant. However, during the concentric phase, when the peak trunk flexion angle is observed, it was observed that increasing the load is associated with an effect on the Trunk Flexion Angle, indicating that heavier loads result in a greater forward lean.

Keywords: Squat, Kinematics, Joint torque, Conventional Shoes, Weightlifting Shoes.

LISTA DE ABREVIATURAS

°	Graus
°/s	Graus por segundo
α	Alfa
1RM	Uma repetição máxima
3D	Tridimensional
3RM	Três repetições máximas
ADM	Amplitude de movimento
cm	Centímetros
F_x	Componente médio-lateral de força
F_y	Componente antero-posterior de força
F_z	Componente vertical de força de reação do solo
Hz	Hertz
J	Joules
Kg	Kilograma
N.m	Newton metros
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Vs	<i>Versus</i>
WOD	<i>Workout of the day</i>

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Exercícios de cadeia cinética aberta (à esquerda) e fechada (à direita). Fonte: Adaptado de Hay et al. (1983). 21
- Figura 2 - Variações da posição da barra no agachamento. Fonte: Adaptado de Rippetoe & Kilgore (2007). 23
- Figura 3 - Prova de 1RM de back squat no Crossfit Games 2020. Fonte: Disponível em: <https://www.crossfit.com/>. 26
- Figura 4 - Ilustração das posições dos marcadores do modelo Plug-in-gait Full Body definidas pelo fabricante (vista frontal). Fonte: Vicon Nexus Reference Guide, 2021. 28
- Figura 5 - O efeito da carga da barra no esforço muscular relativo para: (a) flexores plantares de tornozelo, (b) extensores de quadril e (c) extensores de joelho. Fonte: Adaptado de Bryanton et al. (2012). 31
- Figura 6 - Inclinação do tronco em graus (°) frente ao aumento de cargas, em percentual (%). *significativamente diferente da carga mais leve. Fonte: Adaptado de Kellis et al. (2005). 33
- Figura 7 - Weightlifting Shoes ou Tênis Lifter. Fonte: Adaptado de Sato, Fortenbaugh e Hydock (2012). 34
- Figura 8 - Efeito do tipo de calçado no ângulo pico dorsiflexor (em graus) esquerdo e direito. * indica uma diferença significativa entre calçados. RS = Running shoes; WS = weightlifting shoes. Fonte: Adaptado de Whitting et al. (2016). 36
- Figura 9 - Condições avaliadas por Lee et al. (2019). Fonte: Adaptado de Lee et al. (2019). 36
- Figura 10 - Tênis Convencional de Crossfit (à esquerda) e Tênis Lifter (à direita). Fonte: <https://www.rebook.com.br>. 41
- Figura 11 - Esquema das condições de agachamento. Fonte: autor. 46
- Figura 12 - Contribuição (em % do Torque Total de Suporte) de cada articulação no Torque Total de Suporte máximo para as articulações de tornozelo, joelho e quadril para Tênis Convencional e Tênis Lifter com 50, 70 e 90% de 3RM. Não foi observado interação entre os efeitos do calçado e da carga para nenhuma das articulações analisadas. 51
- Figura 13 – Gráfico da relação entre o ângulo de tronco e o Torque Total de Suporte para as condições de 50, 70 e 90% de 3RM, com uso do Tênis Lifter e Convencional para um sujeito. 55
- Figura 14 - Efeito da carga da barra na contribuição (%) do torque de quadril para o Torque Total de Suporte durante o agachamento com o uso do Tênis Convencional (à esquerda) e do

Tênis Lifter (à direita) ao longo da fase concêntrica. SnPM = Statistical non Parametric Mapping. 58

Figura 15 - Comparações aos pares do Torque de quadril (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Convencional nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 59

Figura 16 - Comparações aos pares do Torque de quadril (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Lifter nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 60

Figura 17 - Efeito da carga da barra na contribuição (%) do torque de joelho para o Torque Total de Suporte durante o agachamento com o uso do Tênis Convencional (à esquerda) e do Tênis Lifter (à direita) ao longo da fase concêntrica. SnPM = Statistical non Parametric Mapping. 61

Figura 18 - Comparações aos pares do Torque de joelho (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Convencional nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 62

Figura 19 - Comparações aos pares do Torque de joelho (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Lifter nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 63

Figura 20 - Efeito da carga da barra na contribuição (%) do torque de tornozelo para o Torque total de suporte durante o agachamento com o uso do Tênis Convencional (à esquerda) e do Tênis Lifter (à direita) ao longo da fase concêntrica. SnPM = Statistical non Parametric Mapping. 64

Figura 21 - Comparações aos pares do Torque de tornozelo (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Convencional nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 65

Figura 22 - Comparações aos pares do Torque de tornozelo (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Lifter nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 66

Figura 23 - Comparações aos pares do Torque de quadril (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com os dois tipos de calçado (Tênis Convencional em preto e Tênis Lifter em vermelho). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 67

Figura 24 - Comparações aos pares do Torque de joelho (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com os dois tipos de calçado (Tênis Convencional em preto e Tênis Lifter em vermelho). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 68

Figura 25 - Comparações aos pares do Torque de tornozelo (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com os dois tipos de calçado (Tênis Convencional em preto e Tênis Lifter em vermelho). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica. 69

Figura 26 - Média do ângulo de tronco para 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis Lifter no pico de flexão de tronco. 70

Figura 27 - Gráfico da correlação de Pearson para as variáveis variação do ângulo do tronco e diferença da contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte entre 50 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis Lifter. Intervalo de confiança 95%. 71

Figura 28- Média da contribuição (em % do Torque Total de Suporte máximo) de quadril durante o pico de flexão de tronco com Tênis Convencional e Tênis Lifter nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM. 74

Figura 29 – Média da contribuição (em % do Torque Total de Suporte máximo) de quadril durante o pico de flexão de tronco com Tênis Convencional (dois grupos: sujeitos com pouca e grande ADM de tornozelo) e Tênis Lifter (dois grupos: sujeitos com pouca e grande ADM de tornozelo) nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM. TC = Tênis Convencional; TL = Tênis Lifter. 75

Figura 30 – Média da contribuição (em % do Torque Total de Suporte máximo) de quadril durante o pico de flexão de tronco com Tênis Convencional (dois grupos: sujeitos com menor e maior capacidade de produção de força de extensores de joelho) e Tênis Lifter (dois grupos: sujeitos com menor e maior capacidade de produção de força de extensores de joelho) nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM. TC = Tênis Convencional; TL = Tênis Lifter. 75

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Média e desvio padrão da idade (em anos), massa (em kg), altura (em cm), valor de 3RM (em kg), tempo de prática (em meses), comprimento de membros inferiores (em cm), amplitude máxima de dorsiflexão de tornozelo (em graus) e força dos extensores de joelho (em Newton) para homens e mulheres. 50
- Tabela 2 - Média e desvio padrão da contribuição de quadril, joelho e tornozelo com 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis Lifter no instante de Torque Total de Suporte máximo. 50
- Tabela 3 - Média e desvio padrão do ângulo de flexão de tronco no instante do Torque Total de Suporte máximo para agachamentos com o Tênis Convencional e Tênis Lifter nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM. 53
- Tabela 4 - Média e desvio padrão do ângulo de flexão de tronco no pico de flexão para agachamentos com o Tênis Convencional e Tênis Lifter nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM e a diferença entre 90% de 3RM e 50% de 3RM 69
- Tabela 5 - Média e desvio padrão do Torque Bruto (em Newton) de quadril, joelho e tornozelo com 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis Lifter no instante de Torque Total de Suporte máximo. 87
- Tabela 6 - Média e desvio padrão do Torque Normalizado (N.m/kg.m) de quadril, joelho e tornozelo com 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis Lifter no instante de Torque Total de Suporte máximo. 88

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVO GERAL	17
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
1.3	HIPÓTESES	17
2	REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1	DESCRIÇÃO DO MOVIMENTO DO AGACHAMENTO	19
2.2	O AGACHAMENTO COM BARRA NO CONTEXTO COMPETITIVO (CROSSFIT)	22
2.3	O USO DA DINÂMICA INVERSA PARA ANÁLISES DO AGACHAMENTO ..	24
2.4	O AGACHAMENTO COM BARRA E A CARGA EXTERNA	27
2.4.1	O efeito da carga na barra nos torques articulares	28
2.4.2	O efeito da carga na barra na cinemática do agachamento	30
2.5	O AGACHAMENTO COM BARRA E A INFLUÊNCIA DO TIPO DE CALÇADO 31	
2.6	O AGACHAMENTO COM BARRA, E AS CARACTERÍSTICAS INDIVIDUAIS 35	
3	MÉTODOS	37
3.1	CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	37
3.2	PARTICIPANTES	38
3.3	DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS	39
3.3.1	Variáveis independentes	39
3.3.2	Variáveis dependentes	39
3.3.3	Variável mediadora	40
3.4	MATERIAIS E INSTRUMENTOS DE MEDIDA	41
3.4.1	Cinemetria 3D e Força de Reação do Solo	41
3.4.2	Barras e Anilhas	41
3.4.3	Dinamômetro isocinético	41
3.4.4	Balança Digital, Estadiômetro e Inclinômetro	42
3.5	COLETA DE DADOS.....	42
3.5.1	Primeira Visita – em campo (box DC Cross)	42
3.5.2	Segunda visita – em laboratório (BIOMECC/UFSC)	43
3.6	PROCESSAMENTO DE DADOS E TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	45
3.6.1	Processamento e análise estatística referente ao instante de Torque Total de Suporte máximo:	46

3.6.2	Processamento e análise estatística para as curvas de torque (SPM)	47
4	RESULTADOS	48
4.1	CAPÍTULO 1 – Análise no instante de Torque Total de Suporte máximo	48
4.1.1	Efeitos da carga e do tipo de calçado no instante de Torque Total de Suporte máximo	49
4.1.2	Ângulo de flexão de tronco	51
4.1.3	Discussão	52
4.2	CAPÍTULO 2 – Análise na fase concêntrica do agachamento.....	56
4.2.1	Efeitos da carga	56
4.2.2	Efeitos do calçado	65
4.2.3	Ângulo de flexão de tronco	68
4.2.4	Discussão	70
5.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	77
6.	REFERÊNCIAS	78
7.	APÊNDICES	85
7.1.1	Torque Bruto	85
7.1.2	Torque Normalizado	86
8.	ANEXOS	89
8.1	ANEXO A.....	89
8.2	ANEXO B.....	90

1 INTRODUÇÃO

O agachamento livre é um exercício com grande importância no treinamento esportivo, na reabilitação e na performance. Sua eficácia em protocolos de aumento/manutenção de força muscular de membros inferiores e tronco é amplamente evidenciada na literatura (CLARK; LAMBERT; HUNTER, 2012; CREWETHER et al., 2011; HICKSON; HIDAKA; FOSTER, 1994; RIBEIRO et al., 2022). Seus benefícios são diversos. Por recrutar um grande número de grupos musculares em um único movimento e se assemelhar a várias atividades da vida diária, o agachamento livre é considerado um dos melhores exercícios em questão de funcionalidade e qualidade de vida para a população em geral (SCHOENFELD, 2010). Além disso, é um exercício implementado na rotina de treino de atletas de diferentes modalidades, projetado para melhorar o desempenho atlético (COMFORT; BULLOCK; PEARSON, 2012; WEBER et al., 2008; PANARIELLO et al., 1994).

Controlar a carga externa é uma das principais variáveis em um programa de treinamento e sua manipulação correta durante o agachamento é necessária a fim de criar a sobrecarga desejada no sentido de favorecer a adaptação do organismo. Além disso, em modalidades como o CrossFit e o Powerlifting, a carga colocada na barra durante o agachamento é utilizada como preditor/índice de performance, de forma que, quanto maior a carga, maior será o “score” ou a “colocação” do atleta na competição. Desse modo, a manipulação da carga é componente inerente tanto dos treinos de fortalecimento quanto das provas esportivas utilizadas na avaliação de performance. Nessas modalidades, é ainda mais evidenciada a necessidade da busca por estratégias que possibilitem uma manipulação segura e efetiva da carga.

Fundamentalmente, a manipulação da carga colocada na barra se dá conforme o indivíduo evolui. Uma premissa comum nessa manipulação é de que o aumento da carga na barra resulta em um aumento no torque extensor das articulações dos membros inferiores, culminando a longo prazo com a adaptação requerida. Com essa premissa, comumente assume-se que as contribuições relativas do joelho, quadril e tornozelo para o torque extensor total são mantidas à medida que se aumenta a carga (CLARK; LAMBERT; HUNTER, 2012). No entanto, em um agachamento livre com barra, há uma certa flexibilidade do sistema em distribuir a carga da barra entre as articulações, tendo como determinante final a trajetória do centro de massa (que deve estar sobre a base de apoio) e a capacidade de cada grupamento muscular em produzir força para frear (fase excêntrica) ou acelerar (fase concêntrica) o centro de massa

(ESCAMILLA, 2001; FRY; SMITH; SCHILLING, 2003; LANDER; BATES; DEVITA, 1986).

Nesse contexto, estudos anteriores verificaram que a premissa de que o aumento de carga gera um aumento proporcional nas demandas de torque articular não é necessariamente verdadeira no agachamento com barra (BRYANTON et al., 2012; HAY et al., 1983). Hay et al (1983) em uma análise biomecânica do agachamento livre de três indivíduos reportaram uma não linearidade no torque exercido nas articulações durante a fase concêntrica do agachamento, de forma que maiores aumentos de torque extensor de joelho foram encontrados entre 40 e 60% em relação à 60 e 80% de 4RM. Os autores discutem que essa não linearidade pode estar relacionada a um aumento da flexão de tronco e consequente aumento da contribuição da articulação do quadril em cargas mais altas. No entanto, para estas análises foi utilizada uma máquina de agachamento guiada, o que, por sua vez, difere o movimento de agachamento livre em aspectos de recrutamento, ativação muscular e possivelmente na cinemática (SCHWANBECK; CHILIBECK; BINSTED, 2009).

Outro estudo publicado por Bryanton et al (2012) também investigou o efeito da carga no esforço muscular relativo (razão entre o torque produzido e a capacidade máxima de produção de torque) de membros inferiores de mulheres levantadoras de peso durante o agachamento. Eles observaram efeito da carga no esforço muscular relativo de tornozelo e quadril, mas não para o joelho.

Nesses estudos, o tipo de calçado não foi especificado e nem controlado. Na prática do Crossfit, especialmente durante séries de força ou levantamento de peso, é comum o uso de calçados que possuem uma maior altura do calcanhar em relação ao antepé, sendo esses chamados de “*Lifter*”. Comparado ao Tênis Convencional de corrida, o uso de Tênis *Lifter* parece estar associado a um aumento da amplitude de dorsiflexão de tornozelo durante o agachamento (LEGG et al., 2017), e a uma diminuição da inclinação do tronco à frente (FORTENBAUGH; SATO; HITT, 2010). Embora seja frequente o uso desse calçado, pouco se sabe sobre a influência do calçado na resposta à carga e é possível que os efeitos do calçado na diminuição da inclinação do tronco observados na literatura sejam dependentes da carga.

Nesse contexto, torna-se importante investigar como a cinemática de tronco e os torques articulares de tornozelo, joelho e quadril se alteram frente ao uso do Tênis *Lifter* (comparado ao Tênis Convencional de Crossfit) e frente a diferentes percentuais de carga máxima para pesos livres durante o agachamento com barra. Essas informações trarão esclarecimentos durante a

prescrição do agachamento para atletas de CrossFit, trazendo maior entendimento acerca da influência de aumentar a carga da barra e da utilização dos diferentes tipos de calçado.

1.1 OBJETIVO GERAL

Verificar os efeitos da carga da barra e do tipo de calçado na cinemática de tronco e nos torques articulares de quadril, joelho e tornozelo durante o agachamento com barra em atletas de CrossFit.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

São objetivos específicos:

- a) Verificar o efeito da carga da barra na contribuição do torque de quadril, joelho e tornozelo para o Torque Total de Suporte máximo no agachamento com barra com Tênis Convencional de CrossFit e com Tênis *Lifter*;
- b) Verificar o efeito do Tênis *Lifter* (em relação ao Convencional) na contribuição do torque de quadril, joelho e tornozelo para o Torque Total de Suporte máximo no agachamento com barra com cargas baixas (50% de 3RM), médias (70% de 3RM) e altas (90% 3RM);
- c) Verificar os efeitos listados acima durante a fase concêntrica do agachamento com barra;
- d) Verificar se há papel mediador do ângulo de flexão de tronco quanto ao efeito da carga na contribuição do torque de quadril para o Torque Total de Suporte durante a fase concêntrica do agachamento com barra;

* Os objetivos c) e d) surgiram a partir dos resultados da análise inicialmente proposta e deram origem ao capítulo 2 dessa dissertação.

1.3 HIPÓTESES

- a) O efeito da carga da barra na contribuição dos torques articulares de quadril, joelho e tornozelo para o torque total de suporte durante o agachamento depende do tipo de calçado: para o Tênis Convencional, a contribuição do quadril aumenta (e a de joelho diminui) com o aumento da carga; para o Tênis *Lifter*, a contribuição dos torques articulares se mantém constante entre as diferentes cargas.

- b) O uso do Tênis *Lifter* (em comparação ao Convencional) resulta em um aumento da contribuição do torque articular de joelho para o torque total de suporte.

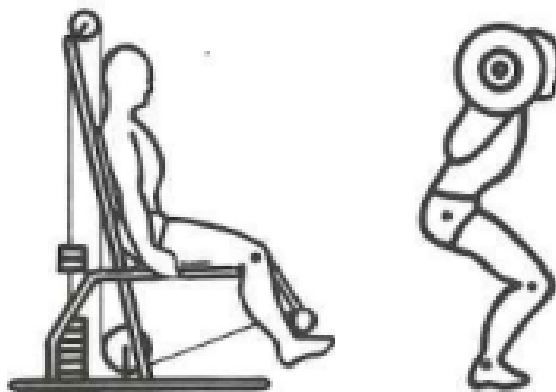
- c) O efeito do uso do Tênis *Lifter* e da carga na contribuição dos torques articulares de quadril, joelho e tornozelo para o torque de suporte total máximo é mediado pela amplitude de flexão do tronco durante o agachamento.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 DESCRIÇÃO DO MOVIMENTO DO AGACHAMENTO

Dentre as habilidades funcionais, o agachamento pode ser considerado uma das mais importantes pois possui semelhanças biomecânicas e neuromusculares com uma diversidade de movimentos básicos e complexos do ser humano (SCHOENFELD, 2010).

Os movimentos presentes no mundo da atividade física podem ser classificados em cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada. Essa classificação é atribuída de acordo com a liberdade dada ao membro distal. Por exemplo, exercícios realizados em cadeia cinética aberta apresentam o membro distal livre, ou seja, é móvel. Um exemplo é a Cadeira Extensora, onde o sujeito apresenta suas extremidades distais livres (Figura 1). Já os exercícios de cadeia cinética fechada apresentam o membro distal fixo. O exercício do agachamento com barra, por sua vez, é caracterizado como de cadeia cinética fechada, visto que a extremidade distal (pé), é fixa.



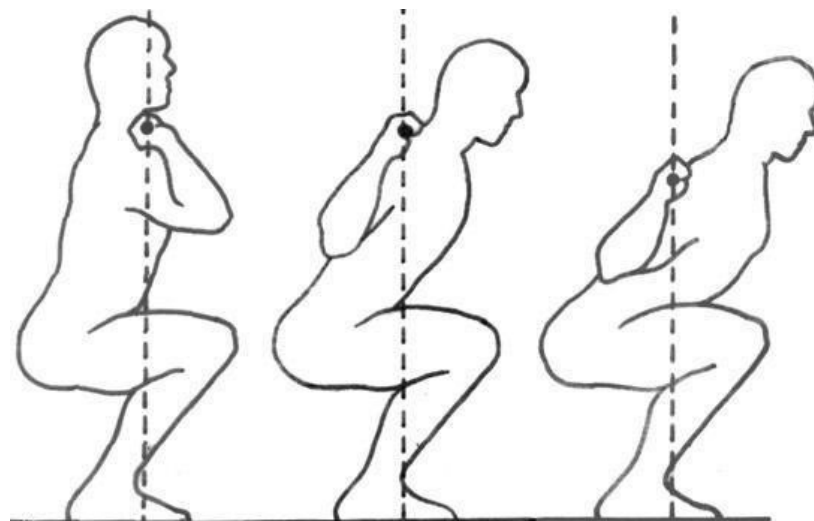
(a) Cadeia cinética aberta (b) Cadeia cinética fechada

Figura 1 - Exercícios de cadeia cinética aberta (à esquerda) e fechada (à direita). Fonte: Adaptado de Hay et al. (1983).

O agachamento é executado de forma dinâmica, iniciando-se com o executor em posição ereta, com os pés apoiados ao chão e as articulações de quadril, joelho em extensão completa e tornozelo em posição neutra. A dinamicidade do movimento começa através da fase excêntrica do movimento que é realizada por meio da flexão, em simultâneo, dessas três articulações. Quando a profundidade desejada é alcançada há uma inversão da direção do movimento, onde através da extensão dessas articulações, o corpo volta à posição ereta. Chama-se, essa, de fase concêntrica do movimento (ESCAMILLA, 2001; SCHOENFELD, 2010).

O agachamento com barra conta com variações em relação ao posicionamento da barra nas costas do sujeito (PHAM; MACHEK; LORENZ; 2020; WRETENBERG; FENG; ARBORELIUS, 1996). Existem três principais variações que irão interferir diretamente na musculatura utilizada para a realização do movimento. No *low bar back squat*, demonstrado na Figura 2, o sujeito adota uma posição baixa da barra na musculatura das costas e é conhecido por utilizar predominantemente a musculatura do quadril durante a execução do movimento. Por muitos atletas é utilizado como uma técnica para erguer mais peso, visto que a musculatura envolvida no quadril tende a apresentar maior força em relação à do joelho. Essa técnica também é utilizada como forma de reabilitação em sujeitos com a articulação do joelho comprometida de forma que há uma flexão reduzida de joelho em comparação ao quadril (GLASSBROOK, 2017). O *high bar back squat* é conhecido por utilizar uma posição mais alta da barra nas costas em comparação ao anterior. A barra é posicionada na porção superior do músculo trapézio. Além disso, apresenta uma ativação maior dos músculos anteriores de coxa, trazendo uma predominância de movimento maior ao joelho quando comparado ao *low bar back squat* (GLASSBROOK, 2017). A terceira variação é o *front squat*, realizado com a barra posicionada na parte anterior dos ombros. Para a sua realização, é necessária uma posição consideravelmente mais vertical do tronco. Em geral, os isquiotibiais trabalham em sua maioria de forma isométrica para manter a posição do tronco exigida pelo *front squat*. Além disso, os isquiotibiais se encontram uma posição mais encurtada comparado às outras variações do agachamento, e, por isso, pode haver menor capacidade contrátil para auxiliar na extensão do quadril. Esse é um dos motivos pelos quais no *front squat* normalmente o sujeito é capaz de erguer menos peso comparado aos demais agachamentos com barra (RIPPETOE; KILGORE, 2007).

No agachamento, os extensores de joelho e extensores de quadril trabalham simultaneamente, todavia, sabe-se que a extensão de quadril possui uma quantidade maior de músculos envolvidos (glúteos, isquiotibiais e lombares) comparado à extensão de joelho, que em sua maioria é realizada pelo quadríceps. Isso faz com que posições da barra que apresentem maior dominância de quadril possuam mais capacidade de erguer peso (RIPPETOE; KILGORE, 2007).



(a) Front squat (b) High-bar back squat (c) Low-bar back squat

Figura 2 - Variações da posição da barra no agachamento. Fonte: Adaptado de Rippetoe & Kilgore (2007).

Outro fator que influencia tanto a cinemática do movimento quanto a capacidade de aumento da carga externa é a profundidade do movimento do agachamento. Bryanton et al., (2012) investigaram o efeito da profundidade do agachamento no esforço muscular relativo exercido para realizar a tarefa. Os autores observaram que com o aumento da profundidade houve um aumento no esforço muscular relativo de extensores de joelho e quadril para a realização da tarefa, como já era esperado. No entanto, esse aumento não aconteceu de forma linear conforme a carga externa foi aumentando. Outros autores corroboram com esses achados, de forma que o agachamento profundo parece apresentar maior torque externo na articulação de joelho e quadril quando comparado ao agachamento “paralelo” em diferentes níveis de prática (WRETENBERG et al., 1993). No entanto, os autores dessa linha de pesquisa discutem que é de suma importância investigar as potencialidades e desvantagens das diferentes profundidades do agachamento para implementar a melhor estratégia que irá depender da individualidade de cada sujeito. Na prática da modalidade do CrossFit é exigida uma profundidade mínima de agachamento que consta na “quebra do paralelo”, ou seja, articulação de quadril deve ultrapassar a linha da articulação de joelho durante a fase excêntrica. Esse padrão de profundidade é exigido também durante competições da modalidade. Apesar de ser uma característica da modalidade, adaptações na profundidade são feitas quando necessárias por parte do sujeito (limitação/lesão/etc.) em aulas convencionais.

A capacidade de realizar agachamento com carga também é afetada pelo campo de visão disponível durante a realização do agachamento (BENNETT; DAVIDS, 1995). Os autores

testaram o movimento de agachamento com barra em atletas da modalidade de Powerlifting e em pessoas não competidoras em três diferentes condições: campo visual completo, campo visual num ponto fixo e sem campo visual. Eles observaram que as pessoas não competidoras apresentaram uma performance diminuída no agachamento na condição “sem campo visual”, ou seja, com os olhos vendados, em comparação às outras condições. Já os atletas de Powerlifting apresentaram sua performance mantida independente da condição à qual eram submetidos (BENNETT; DAVIDS, 1995). Os autores ainda sugerem que, dependendo do nível de aprendizagem, o campo de visão pode influenciar diretamente na execução do movimento.

Uma das possíveis variáveis de interesse ao analisar a mecânica do agachamento é o torque relativo (quanto cada articulação contribui para o Torque Total de Suporte). O Torque Total de Suporte durante o agachamento pode ser calculado conforme sugerido por Winter (1980). A variável é definida como a soma dos torques internos da articulação de tornozelo, joelho e quadril no plano sagital.

2.2 O AGACHAMENTO COM BARRA NO CONTEXTO COMPETITIVO (CROSSFIT)

Aqui será apresentado o movimento do agachamento com barra como preditor de performance na valência força máxima no mundo competitivo na modalidade de CrossFit.

O CrossFit foi criado no ano de 2000 por Greg Glassman, e hoje, possui cerca de 15 mil academias filiadas ao redor do mundo, com maior concentração de filiais nos Estados Unidos, país em que foi fundada. A modalidade é conhecida por ser um programa de exercícios físicos de força e condicionamento que visa, dentro da sua totalidade, trabalhar todas as valências físicas do ser humano; força, potência, agilidade, precisão, flexibilidade, coordenação, equilíbrio, velocidade e capacidade cardiorrespiratória (PAINE; UPTGRAFT; WYLIE, 2010). Os especialistas em fisiologia do exercício e treinadores têm trazido nos últimos anos diferentes perspectivas da utilização do CrossFit para condicionar atletas de qualquer outra modalidade através de uma periodização específica e individualizada, todavia ainda não há estudos científicos que avaliem sistematicamente a eficácia desses protocolos.

Através de movimentos constantemente variados realizados em alta intensidade, o CrossFit busca promover todas as capacidades físicas do corpo humano. Suas diretrizes são pautadas em exercícios físicos e nutrição saudável, para que diferentes metas possam ser

atingidas, tais como a melhoria da saúde, a perda de peso e a melhora no desempenho esportivo (PAINE; UPTGRAFT; WYLIE, 2010). O CrossFit tem em sua estrutura alguns “pilares”, ou seja, outras modalidades que são utilizadas como base. São elas: o Levantamento de Peso Olímpico, a Ginástica (Artística e Natural), Calistenia, Treinamento com *Kettlebell*, Atletismo e Natação. Outras importantes características da modalidade que são responsáveis por captar cada vez mais adeptos são a funcionalidade, o dinamismo, a competição e a motivação. Além disso, o desafio interno/externo proposto pela modalidade também é um fator importante e que deve ser citado (PAINE; UPTGRAFT; WYLIE, 2010). O fato de o indivíduo conseguir visualizar que há um objetivo final, como realizar um *Muscle Up* (movimento presente na modalidade), por exemplo, e que há um caminho a seguir que o aproxima cada vez mais de conseguir, motiva-o a continuar praticando.

O CrossFit também está presente no mundo das competições (WORKOUTS, 2020). O agachamento com barra, movimento de interesse do presente projeto, é um movimento amplamente utilizado nas prescrições de treino do CrossFit bem como nas competições. Por ser um exercício com grande potencial de transferência para as atividades funcionais, ele está frequentemente presente tanto nas aulas do dia dos boxes quanto em planilhas de atletas. Nas competições, sua presença se dá em forma de repetições máximas ou dentro de um determinado *workout of the day (WOD)*¹. Na imagem a seguir podemos observar o atleta Mathew Fraser, considerado o maior campeão da história do CrossFit. Fraser já recebeu cinco vezes esse título no Crossfit *Games* (maior campeonato de CrossFit do mundo), sendo o último em 2020. A Figura 3 ilustra o atleta em uma das provas que compõem o CrossFit *Games*, onde tem um determinado tempo para encontrar sua carga máxima no agachamento com barra, utilizando da sua estratégia preferida. As únicas condições impostas são que a profundidade do agachamento seja abaixo do paralelo, ou seja, articulação de quadril deve ultrapassar a articulação de joelho, e que o movimento seja completado com o atleta retornando para a posição ereta. Nessa prova de 2020, Fraser ergueu 475 libras, que equivalem a 215.6 kg. O Crossfit *Games* é composto por várias provas, cada uma com características diferentes e que exigem diferentes valências físicas.

¹ WOD é o nome dado para um treino com seus elementos e características estruturadas previamente.



Figura 3 - Prova de 1RM de back squat no Crossfit Games 2020. Fonte: Disponível em: <https://www.crossfit.com/>.

Embora o agachamento seja um importante determinante de performance nas competições e um estudo tenha evidenciado a importância das cargas altas (ex.: 1RM) dentro dos WODs (MARTÍNEZ-GÓMEZ, 2019), nenhum estudo científico analisa as estratégias adotadas por atletas de Crossfit frente ao aumento de carga no agachamento com barra.

2.3 O USO DA DINÂMICA INVERSA PARA ANÁLISES DO AGACHAMENTO

Grande parte dos estudos que investigam o movimento humano tem usado a dinâmica inversa como forma de análise. A dinâmica inversa é um método utilizado para estimar torques articulares ou musculares a partir do movimento de um corpo. Na física e na biomecânica, por exemplo, é usado para calcular as forças ou torques que atuam em um sistema com base em seu movimento. É frequentemente aplicada no estudo de sistemas mecânicos, como robótica, análise de movimento humano ou análise de veículos e máquinas (APKARIAN; NAUMANN; CAIRNS, 1989; LIU et al., 1997; REN; JONES; HOWARD, 2008; WINTER, 2009).

Na dinâmica inversa, o objetivo é tipicamente determinar as forças e torques internos que são responsáveis pelo movimento observado de um sistema. A partir da análise da

cinemática (movimento) e cinética (forças) do sistema, derivam-se as forças ou torques desconhecidos. Geralmente, o processo envolve as seguintes etapas: (i) definição do sistema de interesse, (ii) definição de um sistema de coordenadas, (iii) análise cinemática, (iv) análise cinética, (v) equações de movimento e (vi) resolução das equações. A etapa da análise cinemática envolve a medição ou cálculo da posição, velocidade e aceleração dos vários componentes ou segmentos do sistema. O movimento do sistema é descrito. Conhecida a cinemática, o próximo passo é aplicar os princípios da dinâmica para determinar as forças ou torques que atuam no sistema e realizar a análise cinética. Isso envolve a aplicação das leis de movimento de Newton e Euler, considerando a distribuição de massa e contabilizando forças externas como gravidade ou atrito. As equações de movimento são derivadas com base nos princípios da dinâmica e nas características específicas do sistema que está sendo analisado. Essas equações relacionam as forças ou torques com as variáveis de movimento. Por fim, as equações de movimento derivadas são resolvidas para calcular as forças ou torques desconhecidos (WINTER, 2009).

Uma vez que é possível calcular com determinada precisão os torques articulares durante diferentes tipos de tarefas através da dinâmica inversa, essa tem sido muito valorizada na literatura clínica e esportiva. Essas análises podem ser utilizadas para inferir esforços nas articulações e por isso possuem uma importante utilidade na prática clínica e esportiva (WINTER, 2009).

Operacionalmente, para a realização desse processo de maneira automatizada junto ao software NEXUS, podemos utilizar o modelo *Plug-in gait* já disponível. O modelo é alimentado com medidas antropométricas como peso, altura, comprimento das pernas e distância entre as espinhas ilíacas de cada sujeito e essas informações são utilizadas pelo modelo para a resolução das equações. A modelagem do *Plug-in gait* somente é capaz de prosseguir com os processos se esses requisitos forem atendidos (VICON NEXUS REFERENCE GUIDE, 2021).

Durante uma coleta, os marcadores reflexivos são posicionados nos segmentos corporais a serem avaliados (ex.: membros inferiores/tronco) de forma já pré-definida pelo modelo. As posições dos marcadores são pré-estabelecidas e há um manual com orientações do fabricante para a colocação em cada segmento. A Figura 4 ilustra a posição dos marcadores do modelo “*Plug-in-gait full body*” (VICON NEXUS REFERENCE GUIDE, 2021).

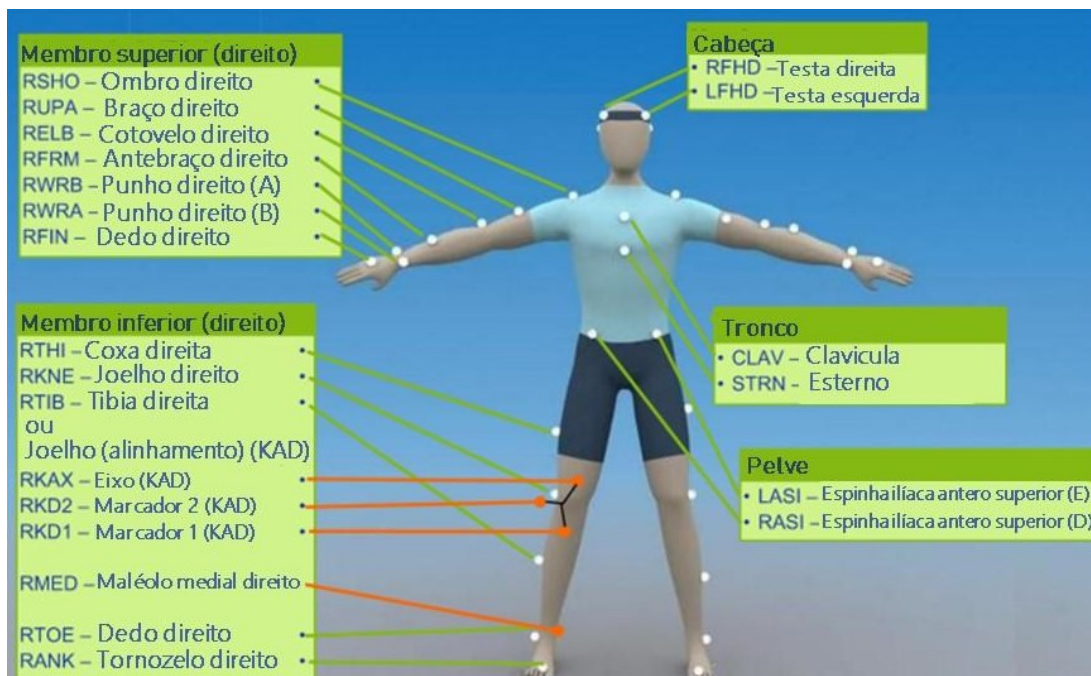


Figura 4 - Ilustração das posições dos marcadores do modelo *Plug-in-gait Full Body* definidas pelo fabricante (vista frontal). Fonte: *Vicon Nexus Reference Guide*, 2021.

Há um número específico recomendado de marcadores reflexivos para cada segmento no modelo, no entanto, existe um número mínimo necessário para que o sistema rode e prossiga com os cálculos. Após a marcação ser completa são realizados os cálculos estáticos, onde são identificadas importantes informações para o cálculo da dinâmica inversa, como por exemplo os centros articulares para cada segmento (ex.: centro articular de quadril). Esses dados coletados durante a análise estática são fixos e calibrados para durante toda a coleta, e necessários para definir os segmentos. Durante a coleta, as posições dos segmentos (ex.: perna) são definidas quadro a quadro. Cada segmento, por sua vez, é definido por uma origem em coordenadas globais (de laboratório) e três direções de eixo ortogonal (nos planos transversal, frontal e sagital). Dois eixos são necessários para definir um plano. Os três eixos, comumente chamados de “x”, “y” e “z”, podem ser estabelecidos conforme o que chamamos de “regra da mão direita”. A posição dos marcadores reflexivos no sujeito é utilizada para definir a direção de cada um dos eixos. Uma das três direções dos eixos é dada como principal. A segunda direção é dependente da primeira, e é utilizada junto dela para definir o plano. Por fim, o terceiro eixo é considerado perpendicular ao definido pelos outros dois eixos. Os outputs do modelo são calculados a partir das posições de cada marcador em cada quadro. Assim, através da dinâmica inversa são calculados e fornecidos dados cinemáticos e cinéticos, como os de interesse do presente estudo, momentos e ângulos articulares (WINTER, 2009).

Diversos estudos que investigam o agachamento e suas variações já utilizaram o método da dinâmica inversa para estimar torques articulares (exemplos, BRYANTON et al. 2012; CARUNTU; GOMEZ, 2015; HAY et al., 1983; SWINTON et al., 2012; WRETENBERG et al., 1993). Apesar de ser uma técnica muito útil para o entendimento dos movimentos e das forças que agem sobre ele, a dinâmica inversa possui algumas limitações inerentes. Para sua realização algumas suposições, que nem sempre são válidas, podem ser adotadas. Dentre essas, são comuns: considerar (i) que as articulações não sofrem atrito entre si; (ii) que a distribuição de massa do segmento é uniforme e está concentrada em um ponto específico; (iii) que o centro de rotação das articulações não se move em relação ao segmento, pois é usado a antropometria para estimar suas localizações. Outras limitações a serem consideradas são (iv) falta de alinhamento devido das plataformas; (v) movimento do marcador na pele ou a perda do mesmo durante o movimento, gerando a perda de alguns quadros; (vi) aproximações e generalizações dos parâmetros antropométricos, que difere muito entre populações (obesos, pessoas com deficiência, etc.). Nesse trabalho, destaca-se ainda o fato de que (vii) estimamos o momento articular resultante (por exemplo, um momento extensor) e assumimos que esse momento é originado principalmente pelos músculos que cruzam a articulação, com pouca ou negligenciável participação de elementos passivos. Ainda, um momento resultante extensor, por exemplo, não informa diretamente a demanda sobre a musculatura extensora presente naquela articulação, mas sim uma estimativa mínima do torque produzido pela musculatura extensora. Isso se dá, pois, a dinâmica inversa (viii) não é sensível à co-contração dos músculos agonistas e antagonistas ao movimento (WINTER, 1990).

2.4 O AGACHAMENTO COM BARRA E A CARGA EXTERNA

Controlar a carga externa é uma das principais variáveis num programa de treinamento de força e sua manipulação correta é necessária a fim de criar a sobrecarga desejada no sentido de favorecer a adaptação do organismo. A carga externa é aumentada conforme o indivíduo evolui sob a premissa de que resultará em um aumento proporcional na demanda sobre os músculos (DA SILVA et al., 2017; MCBRIDE; MCCAULLEY, CORMIE, 2008; WALLACE et al., 2008).

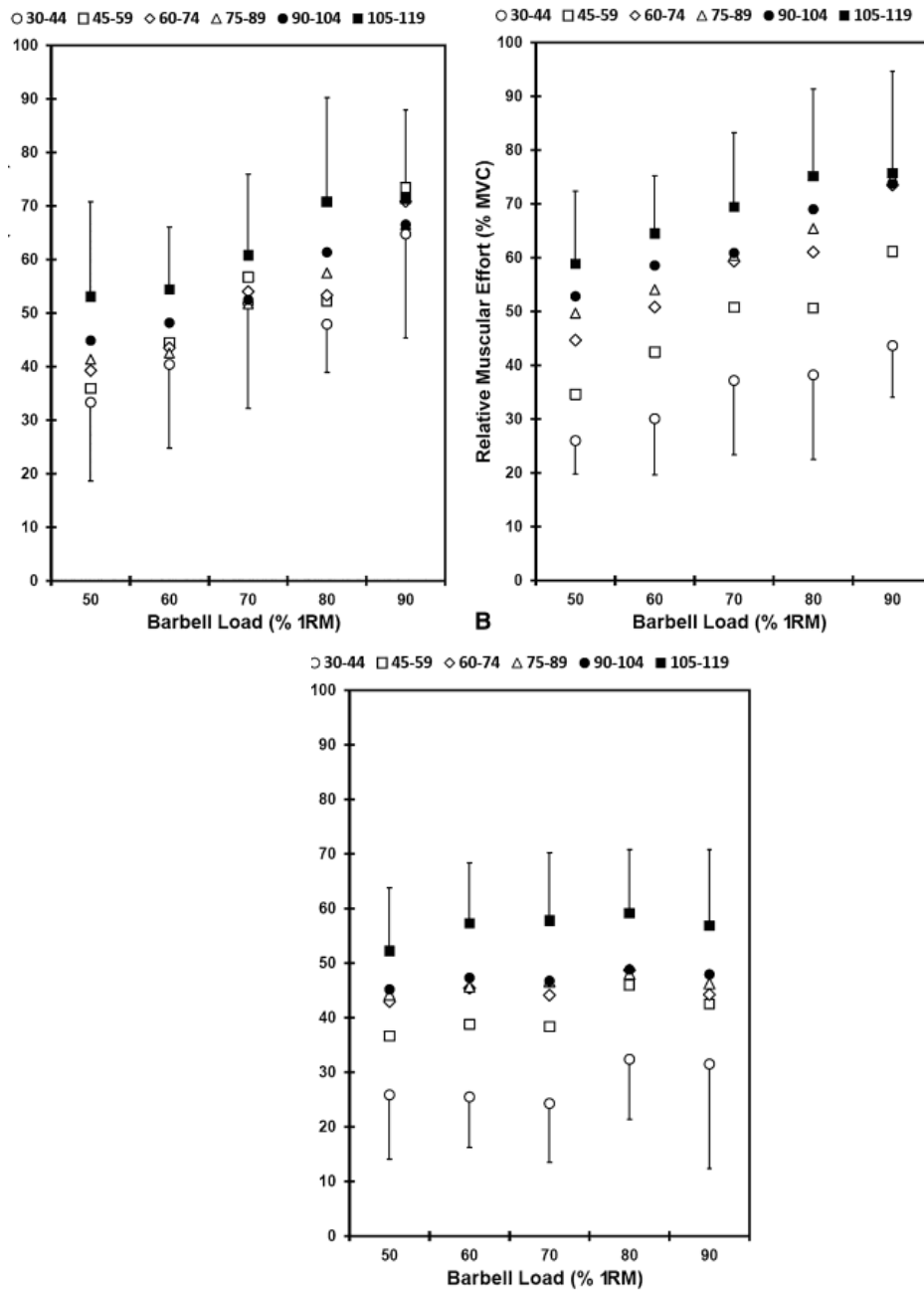
Na biomecânica, a dinâmica inversa é uma ferramenta útil para estimar o esforço muscular necessário para a realização de determinada tarefa. Através da análise dos torques articulares, é possível estimar o esforço mecânico de um grupo muscular, bem como comparar

a contribuição de diferentes grupos musculares durante uma tarefa. O efeito da carga da barra durante a execução do agachamento foi objeto de algumas investigações encontradas na literatura (BRYANTON et al., 2012; HAY et al., 1983; KELLIS et al., 2005).

2.4.1 O efeito da carga na barra nos torques articulares

Num estudo apresentado por Hay et al. (1983) foi investigado o efeito do aumento da carga externa sobre o torque nas articulações de membro inferior. Para isso foram utilizadas cargas de 40, 60, 80 e 100% de 4 repetições máximas. No entanto, eles reportaram uma não linearidade no torque exercido nas articulações durante a fase concêntrica do agachamento, de forma que aumentos de maior magnitude foram encontrados entre 40 e 60% em relação à 60 e 80% de 4 repetições máximas.

O estudo de Bryanton et al. (2012) investigou o efeito da carga externa (também através de diferentes percentuais da carga máxima) e da profundidade no esforço muscular relativo no movimento do agachamento para os extensores de quadril, joelho e flexores plantares de tornozelo. O esforço muscular relativo é calculado a partir da contração isométrica máxima de determinada musculatura, onde o esforço é dado em % da capacidade máxima de exercer torque por um grupo muscular. Cinco diferentes percentuais de 1RM e seis diferentes amplitudes de profundidade foram testadas. Os autores observaram que o aumento da carga da barra teve efeito nas articulações de tornozelo e de quadril, mas não na de joelho. No tornozelo, em posições mais profundas (de maior interesse no presente estudo), o esforço muscular relativo foi menor para 50, 60 e 70% de 1RM quando comparados à 80 e 90% de 1RM (Figura 5). No quadril, de forma que a carga da barra aumentou, o esforço muscular relativo também aumentou. O joelho não apresentou efeito do aumento da carga da barra no esforço muscular relativo, de forma que, mesmo a carga da barra tendo aumentado, a contribuição dos extensores de joelho (em %) não sofreu modificações significativas. Embora seja apresentado o esforço muscular relativo em cada condição de análise, o torque articular e a contribuição de cada articulação para o torque de suporte total não são apresentados ou discutidos.



(a) (b) (c)

Figura 5 - O efeito da carga da barra no esforço muscular relativo para: (a) flexores plantares de tornozelo, (b) extensores de quadril e (c) extensores de joelho. Fonte: Adaptado de Bryanton et al. (2012).

Os resultados apresentados por Bryanton e Hay nos alertam de que a premissa de que o aumento da carga gera um aumento proporcional na demanda dos extensores de quadril e joelho não é necessariamente verdadeira. É possível que exista um modelo de compensação observado em relação ao quadril e ao joelho, de forma que variações na cinemática do movimento podem estar causando essas compensações que priorizam um grupo muscular frente ao outro. Hay et al. (1983) concluem que os torques exercidos pelos membros inferiores durante a execução do

agachamento são extremamente sensíveis à técnica utilizada pelo sujeito, e, por isso, aumentar a carga não é uma forma eficaz de aumentar a demanda dos músculos extensores de joelho se a técnica não for mantida ao longo das séries.

2.4.2 O efeito da carga na barra na cinemática do agachamento

O estudo de Kellis et al. (2005) analisou o efeito aumento das cargas no agachamento concêntrico na força de reação do solo e na cinemática linear e angular das articulações de joelho, quadril e tornozelo. Os percentuais utilizados variaram de 7 a 70% de 1 RM no agachamento guiado (Smith). Quando a força de reação do solo atingiu seu pico (*peak data*), os ângulos de joelho, quadril e tornozelo foram afetados (comparado ao agachamento isométrico leve (*lightest load*) para cargas entre 21 e 70%. Os autores relataram mudanças cinemáticas no ângulo do tronco (inclinação à frente) à medida que a carga subiu (Figura 6).

Mckean, Dunn & Burkett (2010) investigaram o efeito da carga nos ângulos de quadril e joelho de homens e mulheres em duas condições: agachamento com peso do corpo e agachamento com peso do corpo + 50% do peso do corpo. Eles observaram que o incremento de carga foi significativamente associado a mudanças cinemáticas de membros inferiores nos homens. Quando agacharam com o peso do corpo + 50% houve uma redução significativa nos ângulos de quadril e joelho. Em contrapartida, as mulheres não apresentaram diferenças nos ângulos de quadril e joelho, o que sugere terem utilizado de uma técnica mais coordenada. Os autores discutem fatores de diferença nos gêneros como altura (maior em homens, em geral), comprimento da tíbia e comprimento do fêmur podem afetar na mecânica do movimento.

Os autores que investigam efeito da carga externa nos torques/posições articulares durante o agachamento discutem fatores que podem estar alterando a cinemática do movimento frente ao aumento da carga externa (HAY et al., 1983; KELLIS et al., 2005; MCKEAN; DUNN; BURKETT, 2010). Foi observada uma tendência de inclinação de tronco à frente conforme as cargas foram aumentando. Essa mudança de ângulo de flexão do tronco pode ser uma possível explicação para a não linearidade dos torques externos frente ao aumento da carga. Hay et al. (1983) investigou cargas entre 40 e 80% de 4 repetições máximas no agachamento livre, relatando uma tendência dos sujeitos de realizarem inclinação do tronco à frente. Essa ação de inclinação de tronco à frente pode estar relacionada com um mecanismo compensatório do corpo para estabilização do tronco e mudança no centro de gravidade (WALSH et al., 2007).

Kellis et al. (2005), corroborando, investigaram as mudanças no agachamento concêntrico frente a aumentos de carga e observaram que com uma carga até 32% da repetição máxima, as variações do ângulo do tronco não foram significativas. Todavia, quando essa carga é aumentada para valores entre 40 e 70% da repetição máxima há um aumento significativo da inclinação do tronco à frente (Figura 6).

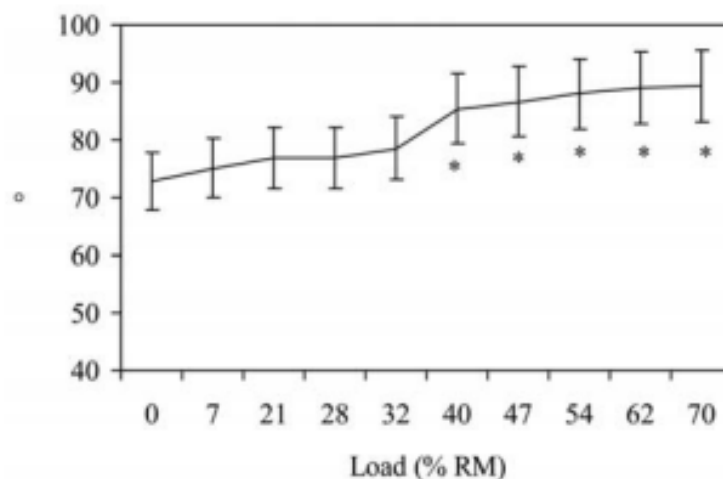


Figura 6 - Inclinação do tronco em graus (°) frente ao aumento de cargas, em percentual (%). *significativamente diferente da carga mais leve. Fonte: Adaptado de Kellis et al. (2005).

Whitting et al. (2016) investigaram em seu estudo a influência da carga da barra durante o agachamento. Eles utilizaram cargas de 50, 70 e 90% de 1RM de agachamento e observaram que de 50 para 90% e de 70 para 90% os sujeitos apresentaram maior ângulo pico dorsiflexor esquerdo. Não foram encontradas diferenças entre 50 e 70% de 1RM. Também não foram encontradas diferenças no tornozelo direito, sendo esses achados apenas para o lado esquerdo. Além disso, foi reportado que a inclinação de tronco aumentou quando a carga aumentou de 50 para 90% e de 70 para 90% de 1RM.

É importante que os treinadores/coaches se atentem durante a prescrição e análise do movimento do agachamento para com seus atletas, visto que o recrutamento muscular pode variar de forma não sistemática conforme as cargas mudam, segundo os resultados encontrados nesses estudos.

2.5 O AGACHAMENTO COM BARRA E A INFLUÊNCIA DO TIPO DE CALÇADO

Durante a execução do agachamento com barra ocorrem ações de dorsiflexão, flexão plantar, inversão, eversão, bem como possíveis movimentos de adução e abdução, todos na articulação de tornozelo (SIGNORILE et al., 1995; VAN EIJDEN et al., 1987). Os músculos gastrocnêmio e sóleo são responsáveis por executar a ação dinâmica do tornozelo, contraindo de forma concêntrica durante a flexão plantar e excêntrica durante a dorsiflexão. A principal ação da articulação subtalar é manter a estabilização durante o movimento (CLARKSON, 2000). Apesar de a articulação do tornozelo auxiliar significativamente na geração de energia durante a execução do agachamento, e ter grande influência na dinâmica do movimento, os estudos de dados cinéticos e cinemáticos presentes na literatura tem maior foco nas articulações de joelho e quadril (SIGNORILE et al., 1995).

Existem evidências de que a posição do tornozelo influencia diretamente na capacidade do sujeito de realizar o movimento do agachamento, e para modular esse efeito, é frequente o uso de calços e/ou calçados especiais (FORTENBAUGH; SATO; HITT, 2010; LEGG et al., 2017; WHITTING et al., 2016). O uso de tênis *lifter* (Figura 7), por exemplo, comparado ao tênis convencional de corrida, demonstra uma mudança significativa na cinemática do movimento, com o indivíduo apresentando menor inclinação do tronco durante a execução do agachamento (FORTENBAUGH; SATO; HITT, 2010). No contexto competitivo, o Tênis *Lifter* tem sido considerado um equipamento de grande importância na execução precisa dos movimentos, visto que parece melhorar a estabilidade quando comparado à tênis convencionais (DRECHSLER, 1998; FORTENBAUGH; SATO; HITT, 2010) e também auxiliar positivamente na cinemática do movimento (SATO; FORTENBAUGH; HYDOCK, 2012).



Figura 7 - Weightlifting Shoes ou Tênis Lifter. Fonte: Adaptado de Sato, Fortenbaugh e Hydock (2012).

O estudo de Legg et al. (2017) investigou a influência do tipo de calçado na cinemática durante a execução do agachamento com cargas de 75% de uma repetição máxima (1RM) em dois grupos, um com experiência em agachamento e o outro iniciante. Para isso eles utilizaram o Tênis *Lifter* e os tênis atléticos. Em ambos os grupos eles observaram que o uso do Tênis *Lifter* apresentou um efeito significativo no ângulo pico de dorsiflexão de tornozelo, reduzindo-o, e no ângulo pico de flexão de joelho, aumentando-o. No entanto, a hipótese do estudo era que reduções no pico dorsiflexor de tornozelo, com conseqüente inclinação da tíbia, resultariam em menor inclinação de tronco à frente, e essa hipótese não foi confirmada, visto que não houve diferença significativa na inclinação do tronco com os dois tipos de calçado. Além disso, não houve diferença significativa no torque e no ângulo pico de quadril entre os calçados.

Corroborando com esses achados, Whitting et al. (2016) também investigaram através da cinemática 3D a influência de dois tipos de calçado (tênis de corrida e *Weightlifting shoes*) no agachamento com barra. Utilizando cargas de 50, 70 e 90% de 1RM, eles observaram que o *Weightlifting shoes* apresentou menor ângulo pico dorsiflexor em relação ao tênis de corrida (Figura 8). Além disso, foi observado um efeito da carga da barra no tornozelo esquerdo, de forma que houve um aumento no ângulo pico dorsiflexor de 50 para 90% e de 70 para 90% de 1RM. De 50 para 70% de 1RM não houve efeito da carga no ângulo pico dorsiflexor esquerdo. Não houve efeito da carga da barra no tornozelo direito. No entanto, apesar de terem sido reportadas diferenças cinemáticas na posição articular de tornozelo com os dois tipos de calçado, não houve interação significativa entre tipo de calçado e inclinação de tronco.

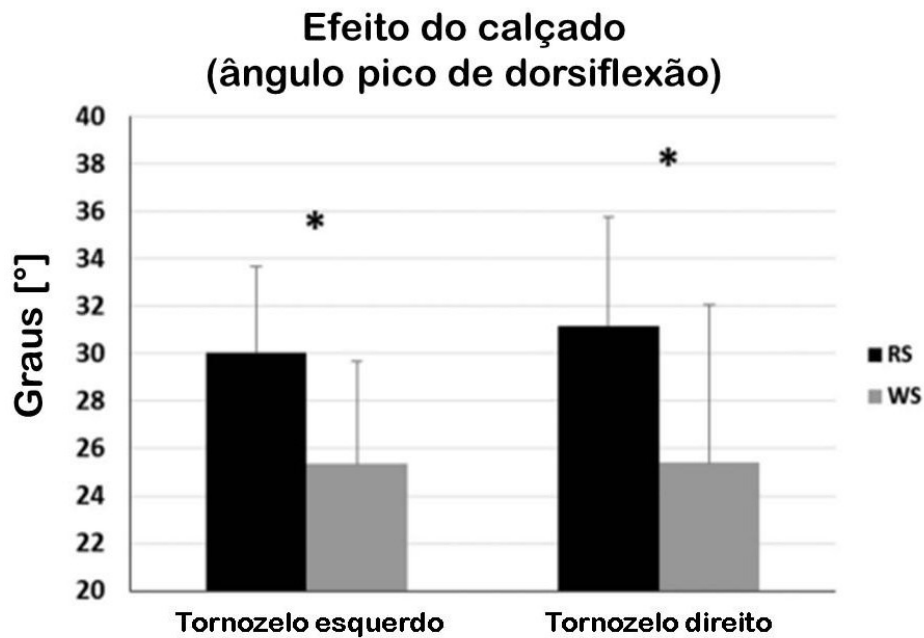
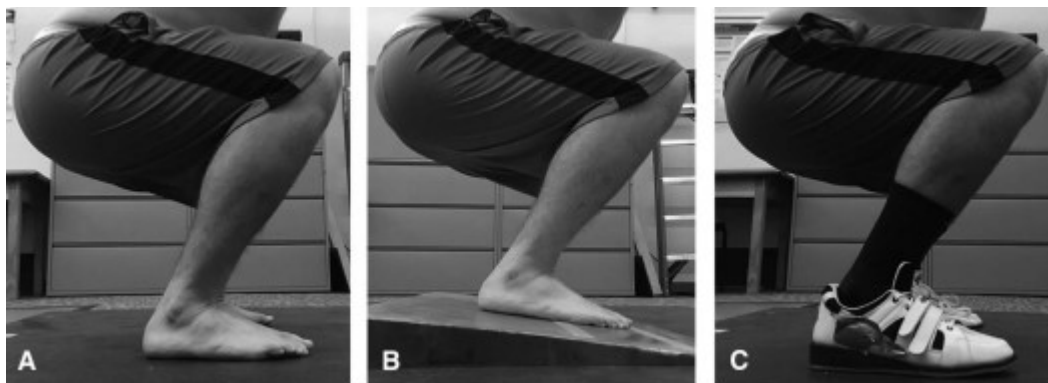


Figura 8 - Efeito do tipo de calçado no ângulo pico dorsiflexor (em graus) esquerdo e direito. * indica uma diferença significativa entre calçados. RS = *Running shoes*; WS = *weightlifting shoes*. Fonte: Adaptado de Whitting et al. (2016).

Um estudo conduzido por Lee et al. (2019) investigou aspectos cinemáticos de tronco e joelho no agachamento com barra utilizando três condições: descalço, descalço sobre uma plataforma inclinada e com *Tênis Lifter* (Figura 9). Eles utilizaram 80% de 1RM de agachamento em atletas recreacionais de levantamento de peso e não observaram diferença significativa na cinemática de tronco e membros inferiores. As variáveis avaliadas foram pico de flexão de joelho, de torácica e lombar. Além disso, avaliaram pico de flexão de torácica e lombar durante o pico de flexão de joelho.



(a) Descalço

(b) Descalço sobre a plataforma

(c) *Tênis Lifter*

Figura 9 - Condições avaliadas por Lee et al. (2019). Fonte: Adaptado de Lee et al. (2019).

Esses achados colocam em conflito as evidências na literatura a respeito da influência do uso do Tênis *Lifter* no ângulo de tronco. Enquanto alguns estudos sugerem mudança no ângulo de tronco, outros apontam que não há diferença entre o uso do *Lifter* e outro tipo de calçado. Alguns pontos importantes a serem destacados a partir do que há de evidência na literatura é que fatores como a carga utilizada no estudo e a população avaliada parecem ter influência nos resultados.

2.6 O AGACHAMENTO COM BARRA, E AS CARACTERÍSTICAS INDIVIDUAIS

Existem inúmeros atributos individuais que podem influenciar na execução do agachamento, como o sexo (GRACI; VAN DILLEN; SALSICH, 2012; MCKEAN; DUNN; BURKETT, 2010), fatores antropométricos (MCKEAN; BURKETT; 2012), flexibilidade (FORTENBAUGH; SATO; HITT, 2010; LEGG et al., 2017; WHITTING et al., 2016), capacidade relativa das articulações de produzir força (BRYANTON et al., 2012; FAHS; ROSSOW; ZOURDOS, 2018), etc. Aqui serão brevemente discutidos os fatores sexo, flexibilidade de tornozelo e capacidade relativa de produção de força, fatores esses que serão controlados no projeto proposto.

MCKEAN, DUNN & BURKETT (2010) investigaram diferenças entre os ângulos articulares de quadril e joelho de mulheres e homens durante o agachamento com e sem carga. Eles observaram que o fator sexo pode influenciar, de forma que mulheres não apresentaram diferença nos ângulos articulares durante o agachamento com e sem carga. Já os homens apresentaram uma diminuição nos ângulos de joelho e quadril nas fases descendente e ascendente do movimento quando foi imposta a carga, o que sugere maior flexão nas articulações. Graci, Van Dillen & Salsich (2012) também investigaram diferenças entre os sexos no agachamento unilateral em dois momentos: pico de flexão e 45° de flexão de joelho. Os autores relataram diferenças no padrão cinemático de homens e mulheres, de forma que os homens apresentaram maior flexão de tronco, e mulheres apresentaram maior adução do quadril, e inclinação lateral de tronco e pelve em direção à perna de apoio. Eles discutem que um dos fatores que podem levar as mulheres a flexionarem menos o tronco em relação aos homens é a diferença na anatomia do quadril entre os sexos (GRACI; VAN DILLEN; SALSICH, 2012).

A flexibilidade das articulações que envolvem os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, bem como a mobilidade articular de tornozelo, têm sido outro fator apontado a influenciar no movimento de agachamento. Schoenfeld (2010) apresentaram que sujeitos com bom grau de mobilidade articular de tornozelo possuem maior fluidez, controle e coordenação do movimento quando comparados a sujeitos com restrição de amplitude de movimento. Isso indica que possuir maiores graus de liberdade de movimento podem facilitar no equilíbrio do sujeito, principalmente na fase concêntrica do movimento do agachamento. Durante o agachamento com barra, que ocorre em cadeia cinética fechada, é necessário que a posição horizontal da barra e o centro de gravidade estejam sempre em equilíbrio. Para isso, as posições articulares/ângulos devem trabalhar em coordenação para garantir que a barra se mantenha em sua posição durante todo o movimento. Dentre as variáveis que podem estar influenciando a cinemática do movimento, está a amplitude de movimento (ADM) da articulação de tornozelo (ESCAMILLA; LANDER; GARHAMMER, 2000; FUGLSANG; TELLING; SORENSEN, 2017; KRITZ; CRONIN; HUME, 2009). Fuglsang, Telling & Sorensen (2017) investigaram o efeito da amplitude de movimento do tornozelo no ângulo de tronco durante o agachamento com barra. Eles observaram que, com uma carga de 75% de 1 RM, os sujeitos apresentaram em média 11.4° de déficit na ADM de dorsiflexão entre a ADM máxima e a ADM no agachamento paralelo, ou seja, os sujeitos não utilizaram por completo sua ADM de tornozelo durante o movimento. Além disso, sujeitos com maior ADM de tornozelo apresentaram uma posição mais ereta de tronco na posição de agachamento paralelo. Apesar de terem investigado ângulos e posição articular durante o agachamento, o estudo de Fuglsang, Telling & Sorensen (2017) investigou o agachamento paralelo, ou seja, numa profundidade onde a coxa está em paralelo com o solo. Talvez posições mais profundas de agachamento apresentem maior ADM da articulação de tornozelo.

Sabe-se que músculos extensores de joelho fortes são importantes para diferentes populações como atletas, idosos e indivíduos com lesões nos membros inferiores (HORTOBAGY et al., 2003; IKEDA; TSUMURA; TORISU, 2005; KRISHNAN; WILLIAMS, 2011; NAGANO; GERRITSEN, 2001). Um dos fatores que pode estar relacionado com o padrão de movimento de agachamento é a força ou fraqueza dos músculos extensores de joelho, principalmente ao se elevar a carga externa e a profundidade do agachamento (BRYANTON et al., 2012). Ao elevar a carga da barra, a limitação ou fraqueza dos músculos extensores de joelho, que possivelmente já estão próximos a sua capacidade

máxima de produzir força, podem acabar distribuindo o torque para outros grupos musculares, como os extensores de quadril, por exemplo.

3 MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

O presente estudo caracteriza-se por ter um caráter experimental. Salienta-se que pesquisas experimentais são aquelas que têm por característica a determinação de um objeto de estudo (ex.: Torque externo nas articulações de quadril, joelho e tornozelo), a seleção das variáveis que seriam capazes de influenciá-lo (ex.: Carga externa e tipo de calçado) e a definição de formas de controlar e observar os efeitos que essas variáveis produzem no objeto de estudo (GIL, 1991).

Este é um estudo de medidas repetidas que buscou avaliar o efeito da carga externa e do uso do Tênis Convencional de CrossFit e Tênis *Lifter* (variáveis independentes) no torque articular relativo de quadril, joelho e tornozelo (contribuição para o Torque Total de Suporte) e no ângulo de flexão de tronco durante (variáveis dependentes) o agachamento com barra. A pesquisa foi realizada sem haver a necessidade de um grupo controle, caracterizando-a ainda como “quase experimental” (GIL, 1991).

A fim de verificar a influência da variável manipulada no objeto de estudo deste projeto, os sujeitos foram solicitados a realizar o movimento do agachamento com barra em condições de diferentes percentuais de carga relativa à máxima (50, 70 e 90% de 3 RM), com Tênis Convencional de CrossFit e Tênis *Lifter*. A capacidade relativa de força de extensão de joelho (razão entre o máximo trabalho concêntrico e a carga de 3RM) e a amplitude de tornozelo dos participantes foram avaliados.

3.2 PARTICIPANTES

A amostra desta pesquisa foi constituída de 16 atletas de CrossFit, 8 homens e 8 mulheres. A escolha dos sujeitos foi não-probabilística por conveniência.

Foram incluídos no estudo os participantes que atenderam aos seguintes critérios de inclusão: (a) concordar em participar do estudo; (b) ser praticante da modalidade de CrossFit a nível competitivo há pelo menos 1 ano; (c) ser capaz de realizar agachamento com uma carga mínima na barra equivalente a uma vez o seu peso corporal, (d) não relatar, durante o primeiro contato/entrevista, qualquer queixa de comprometimento musculoesquelético há pelo menos 6 meses (e) relatar um bom estado geral de saúde.

Os critérios de exclusão do estudo foram a presença de dor e desconforto durante a execução do agachamento com barra. A presença de dor no joelho foi investigada a partir das seguintes perguntas: 1) você sente dor no joelho ao agachar?; 2) você sente dor no joelho ao permanecer sentado por um longo período de tempo?; 3) você sente dor no joelho ao saltar?; 4) você sente dor no joelho ao correr?; 5) você sente dor ao contrair os músculos do quadríceps durante contração isométrica (estática)?; 6) você sente dor no joelho ao ajoelhar? Três ou mais respostas positivas resultam na não inclusão do indivíduo na amostra

3.3 DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

3.3.1 Variáveis independentes

- a) Carga externa durante o agachamento: Carga externa se refere a carga de treino utilizada durante o exercício. Operacionalmente, foi definida pelo peso da barra, expresso em Kg. O peso da barra foi determinado com base nos diferentes percentuais de três repetições máximas (3RM) (50, 70 e 90%). 3RM consistiram no máximo de carga levantada com sucesso para três repetições de agachamento com barra, sem que houvesse capacidade de realizar o quarto movimento.
- b) Tipo de calçado: Refere-se às características do calçado utilizado para a execução do agachamento. Operacionalmente foram testados os Tênis Convencional de Crossfit e o Tênis *Lifter* (Figura 10).



Figura 10 - Tênis Convencional de Crossfit (à esquerda) e Tênis *Lifter* (à direita). Fonte: <https://www.rebook.com.br>.

3.3.2 Variáveis dependentes

- a) Torque Resultante Muscular do Quadril no Plano Sagital: Conceitualmente representa a componente no plano sagital do vetor resultante do somatório dos torques produzidos por músculos que cruzam a articulação do quadril. A unidade de medida é em Newton vezes metro (N.m). Operacionalmente essa variável foi estimada através da abordagem conhecida por dinâmica inversa. Neste trabalho, foi utilizado uma perspectiva interna, sendo que valores positivos de torque eram referentes a um torque muscular resultante de extensão do quadril.

Neste trabalho, a variável **contribuição de quadril** para o Torque Total de Suporte foi expressa em percentual (%) através da razão entre o torque absoluto de quadril e o Torque Total de Suporte (soma dos torques de quadril, joelho e tornozelo) (WINTER, 1990).

b) Torque Resultante Muscular do Joelho no Plano Sagital: Conceitualmente representa a componente no plano sagital do vetor resultante do somatório dos torques produzidos por músculos que cruzam a articulação do joelho. A unidade de medida é em Newton vezes metro (N.m). Operacionalmente essa variável foi estimada através da abordagem conhecida por dinâmica inversa. Neste trabalho, foi utilizado uma perspectiva interna, sendo que valores positivos de torque eram referentes a um torque muscular resultante de extensão do joelho. Neste trabalho, a variável **contribuição de joelho** para o Torque Total de Suporte foi expressa em percentual (%) através da razão entre o torque absoluto de joelho e o Torque Total de Suporte (soma dos torques de quadril, joelho e tornozelo) (WINTER, 1990).

c) Torque Resultante Muscular do Tornozelo no Plano Sagital: Conceitualmente representa a componente no plano sagital do vetor resultante do somatório dos torques produzidos por músculos que cruzam a articulação do tornozelo. A unidade de medida é em Newton vezes metro (N.m). Operacionalmente essa variável foi estimada através da abordagem conhecida por dinâmica inversa. Neste trabalho, foi utilizado uma perspectiva interna, sendo que valores positivos de torque eram referentes a um torque muscular resultante de flexão plantar de tornozelo. Neste trabalho, a variável **contribuição de tornozelo** para o Torque Total de Suporte foi expressa em percentual (%) através da razão entre o torque absoluto de tornozelo e o Torque Total de Suporte (soma dos torques de quadril, joelho e tornozelo) (WINTER, 1990).

3.3.3 Variável mediadora

a) Ângulo de flexão do tronco: É definido conceitualmente pela inclinação anterior do segmento tronco durante o agachamento. Operacionalmente foi mensurado por cinemetria como o ângulo formado entre o segmento tronco e uma linha imaginária que representa o plano sagital na posição anatômica. Esse ângulo foi medido em dois momentos: no instante de Torque Total de Suporte máximo e no pico de flexão de tronco. Valores positivos nesse trabalho representam flexão de tronco e negativos de extensão.

3.4 MATERIAIS E INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Os instrumentos de medida do presente estudo serão descritos a seguir.

3.4.1 Cinemetria 3D e Força de Reação do Solo

Para a análise cinemática foi utilizado o sistema Vicon-Nexus® versão 2.1.2 (Vicon® Motion Systems, EUA), composto por 8 câmeras de infravermelho (100 Hz) conectadas a um computador e uma câmera de imagem convencional, com uma resolução (2.1 MP). O sistema foi calibrado antes de cada sessão de coleta com cada sujeito. Foi utilizada uma estrutura metálica em forma de “T” “Active Wand” (fornecida pelo fabricante), composta por duas hastes (contendo um total de 5 marcadores reflexivos de LED), para calibração do volume do local de coleta. Foram aceitos erros de medida menores que 0,02 mm, considerando-se as distâncias conhecidas entre os marcadores.

Para mensuração da força de reação do solo, foram utilizadas duas plataformas extensométricas modelo OR6-7 (AMTI, EUA) com dimensão de 464 x 508 x 82.55 mm, com uma distância entre elas em 16,0 cm. Ambas permitem a mensuração dos três componentes de força (F_x , F_y e F_z), dos três torques (T_x , T_y e T_z) e as coordenadas do centro de oscilação de pressão. As plataformas são integradas ao Sistema Vicon e os dados foram coletados por meio do software Vicon-Nexus® versão 2.1.2 (Vicon® Motion Systems, EUA) a 1000 Hz. Os sistemas das plataformas foram calibrados (zerados) antes da aquisição de dados de cada sujeito.

3.4.2 Barras e Anilhas

Para a mensuração das 3 repetições máximas de agachamento, uma barra olímpica da marca Alpha Equipamentos foi utilizada. Para os homens e mulheres a barra utilizada foi de 20 kg. Além disso, foram utilizadas anilhas da marca *DI Fitness* de 2, 3, 4.5, 10, 15, e 20 kg, conforme a necessidade de cada sujeito. Para o posicionamento da barra e anilhas, foi utilizado um Rack fixo.

3.4.3 Dinamômetro isocinético

Para mensurar a Capacidade de Força de Extensão de Joelho foi utilizado um dinamômetro isocinético da marca *Biodex* (*Biodex System 4, Biodex Medical Systems, Shirley, NY, EUrar*). A capacidade de realizar trabalho em Joules foi utilizada para descrição da amostra e em análises exploratórias na discussão.

3.4.4 Balança Digital, Estadiômetro e Inclinômetro

Para a coleta das características antropométricas dos sujeitos (massa corporal, estatura e amplitude máxima de movimento da articulação de tornozelo) foram utilizadas uma balança, um estadiômetro (CESCORF) e um inclinômetro digital, com amplitude de 0 a 360 ° graus.

3.5 COLETA DE DADOS

As análises descritas a seguir foram realizadas nas dependências do box de CrossFit DC Cross em Biguaçu-SC e no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (BIOMECC) em Florianópolis-SC. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina e os sujeitos foram informados dos procedimentos da coleta de dados e receberam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Após concordarem em participar do estudo, mediante assinatura do termo, foram então agendadas as visitas para a realização da coleta de dados. No momento do agendamento foi solicitado aos sujeitos que não realizassem nenhum tipo de atividade física que envolvesse tronco e membros inferiores nos dois dias que antecedessem as visitas da coleta de dados. Foram realizadas duas visitas: Visita 1, no box DC Cross e Visita 2, no Laboratório de Biomecânica. Um intervalo de, pelo menos, 72 horas e de no máximo sete dias entre uma visita e outra foi respeitado a fim de evitar possíveis influências de uma sessão na outra ou viés temporal.

3.5.1 Primeira Visita – em campo (box DC Cross)

Na primeira visita, os sujeitos responderam a um questionário com informações de identificação (nome completo, data de nascimento, tempo de treinamento, calçado de preferência no treino, e informações de estado geral de saúde). Os sujeitos realizaram então um

aquecimento de 10 minutos em bicicleta ergométrica. Na sequência foi coletado a amplitude máxima de movimento da articulação de tornozelo através do *Weight-bearing lunge test* (BENNELL et al., 1998). Os sujeitos foram solicitados a posicionarem um dos pés a um palmo de distância da parede e o outro cerca de 30 centímetros atrás do pé de teste. Em seguida, foram instruídos a avançar o joelho da perna anterior na direção da parede sem que o calcanhar saísse do chão. Uma banda elástica foi posicionada abaixo do calcanhar do sujeito e uma tensão foi gerada pelo avaliador para garantir que o calcanhar não saísse do chão. Em seguida o inclinômetro digital foi posicionado na parte anterior da tíbia e foi medida a amplitude máxima de dorsiflexão de tornozelo. O teste foi realizado para ambos os pés.

Após aferir as informações de identificação e a amplitude máxima de movimento da articulação de tornozelo, os sujeitos foram preparados para a realização do teste de 3RM de agachamento com barra. Os sujeitos foram solicitados a realizar os movimentos utilizando a técnica de sua preferência, todavia, foi requisitado uma profundidade mínima, que consiste na “quebra” do paralelo, ou seja, a articulação do quadril (região do trocânter) deveria estar ou na mesma altura ou abaixo da base da patela. Foi orientado o uso do calçado de preferência (Tênis Convencional de CrossFit ou Tênis *Lifter*) para a realização do teste. A barra era posicionada entre os ombros, na parte posterior e superior das costas. O teste iniciou com uma carga de 50-60% da repetição máxima predita pelo sujeito. Com esta carga, o sujeito realizou um aquecimento de 3 séries de 8 repetições com 1 minuto e 30 segundos de intervalo entre as séries. Ao iniciar o teste, as cargas eram incrementadas progressivamente até que o sujeito fosse incapaz de realizar 3 repetições em uma nova série. Os incrementos foram inicialmente de maior magnitude, e, à medida que a carga se aproximava dos 3RM, os ajustes de carga eram de menor magnitude. A carga equivalente a 3RM foi a última, maior carga levantada por 3 repetições com sucesso. Para todos os sujeitos, as 3RM foram identificadas com, no máximo, 5 tentativas de aumento de carga. Foi dado um intervalo de 2-4 minutos entre as tentativas para reduzir o efeito da fadiga. Foi dado um comando verbal, padronizado, durante as tentativas máximas (após o início do incremento de carga) (NIEWIADOMSKI et al., 2008).

3.5.2 Segunda visita – em laboratório (BIOMECC/UFSC)

Na segunda visita, o indivíduo foi conduzido à sala de cinemetry e análise de força de reação do solo do Laboratório de Biomecânica. Foi solicitado ao sujeito que utilizasse uma vestimenta padrão que consiste em top, camisa, bermuda/shorts. Inicialmente, o sujeito foi

submetido a 12 minutos de aquecimento de membros inferiores na bike ergométrica. Após a calibração dos sistemas, foram colocados marcadores conforme modelo *Plug In Gait* adaptado para tronco e membros inferiores (VICON, 2010). A marcação dos pontos anatômicos foi realizada aos pares.

Após isso, foi realizada a correção de offset das plataformas e a aquisição estática do sujeito. Os sujeitos realizaram um aquecimento e familiarização de 3 séries de agachamento (20, 30 e 40% de 3RM) de 6-8 repetições com 1 minuto e 30 segundos de intervalo entre as séries. Em seguida, iniciaram-se as aquisições dinâmicas. As condições de análise estão descritas na Figura 11. Os sujeitos realizaram agachamento com barra com cargas de 50, 70 e 90% de 3RM, iniciando com a carga mais leve (50%) e progredindo até a mais pesada (90%).

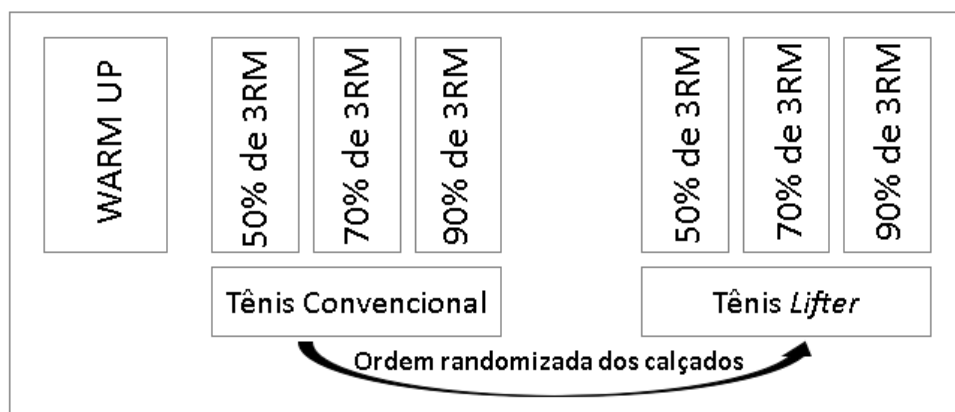


Figura 11 - Esquema das condições de agachamento. Fonte: autor.

Foi realizada uma série de 3 repetições com cada percentual de carga. O protocolo foi constituído de um total de 3 séries de 3 repetições. Esse protocolo foi repetido para agachamentos com Tênis Convencional de CrossFit e agachamentos com Tênis *Lifter*, sendo a ordem dos testes de calçado definida por sorteio. Foi dado um intervalo de no mínimo 2 minutos entre as séries/protocolos. As trocas de carga foram feitas pelo avaliador a fim de preservar o sujeito, tornando seu intervalo totalmente passivo.

Após as análises cinemáticas, o indivíduo foi direcionado a sala de Dinamometria Isocinética para a coleta da capacidade de força máxima de extensores de joelho. Inicialmente o sujeito foi posicionado sentado na cadeira, ajustada conforme o comprimento da sua coxa e orientações do fabricante. Os segmentos coxa e quadril foram fixados por um cinto de modo que permanecessem imóveis durante as análises. O dinamômetro isocinético foi calibrado em cada dia de avaliação de acordo com as recomendações do fabricante. Previamente ao teste, os

participantes realizaram um aquecimento composto por 15 contrações concêntricas para músculos extensores e flexores de joelho por toda a amplitude de movimento permitida pela articulação à uma velocidade de $120^{\circ}\cdot s^{-1}$, adotando-se de intensidade submáxima. Após aquecimento, foi realizada uma familiarização com a extensão concêntrica máxima em uma amplitude de 90 graus. Foi orientado ao sujeito aplicar força máxima no braço do dinamômetro durante toda a excursão do movimento. Três repetições de extensão concêntrica máxima foram realizadas à uma velocidade de $60^{\circ}/s$, com um intervalo de 3 minutos entre elas. Foi dado comando verbal, padronizado, em todas as séries. A capacidade de produção de força máxima foi mensurada através do trabalho, em Joules (J). A fim de obter uma medida relativa da capacidade de produção de força dos extensores do joelho calculou-se a razão entre o trabalho medido durante a contração máxima e a carga de 3RM mensurada para cada sujeito em Kg.

3.6 PROCESSAMENTO DE DADOS E TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Os dados da cinemetria e de força de reação do solo foram utilizados para o cálculo dos ângulos e torques articulares a partir da dinâmica inversa utilizando o software Nexus 2.1.2.

Foi realizada a dinâmica inversa por meio das equações de Newton-Euler para estimar os torques de reação articular ao longo da cadeia cinemática através do processamento automatizado (pipelines) disponíveis no Nexus. Primeiramente foi realizada a checagem dos marcadores, onde foi possível identificar os que faltavam em determinados frames do movimento. Essa ausência de marcadores é chamada pelo Software de *Gap*. Através da ferramenta *Autointelligent Gap Fill* todos, ou grande a maioria dos *Gaps* foram reconstruídos. Foi feita a reconstrução manual dos marcadores que não foram reconstruídos automaticamente. Quando todos os marcadores estavam nomeados em todos os frames, foram deletados marcadores invisíveis através da ferramenta *Delete Unlabeled Trajectories*. Em seguida, foi realizada a análise dinâmica. Os outputs do modelo referente a segunda execução do agachamento foram exportados em csv para futura análise. As análises desta dissertação foram divididas em duas partes, cujos resultados serão apresentados nos capítulos 1 e 2. As análises do capítulo 1 são referentes ao instante de Torque Total de Suporte máximo e estão descritas no item 3.6.1. As análises do capítulo 2 são referentes a fase concêntrica do movimento e serão descritas no item 3.6.2.

3.6.1 Processamento e análise estatística referente ao instante de Torque Total de Suporte máximo:

O instante de Torque Total de Suporte máximo (onde a soma dos torques de quadril, joelho e tornozelo atingiu seu máximo) foi identificado junto ao Excel (2013) para cada sujeito em cada condição experimental analisada. Nesse instante, foram extraídos o ângulo de flexão de tronco e a contribuição relativa (em percentual) de quadril, joelho e tornozelo para o Torque Total de Suporte.

Na sequência, foi realizada uma análise exploratória dos dados para obter uma familiarização com a distribuição e comportamento dos dados e a fim de identificar possíveis valores discrepantes (mais que 3 desvios padrão da média). Não foram encontrados valores discrepantes. Os dados foram tabulados em Excel e analisados no JASP 0.17.1.

Para a caracterização dos dados foi utilizada a estatística descritiva, com a identificação dos valores de média e desvio padrão das variáveis torque percentual de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e Ângulo de Flexão de Tronco. A distribuição normal dos dados foi verificada através do teste de Shapirowilk.

Para análise inferencial, foi utilizado o teste de ANOVA modelo misto com os fatores carga (50, 70 e 90% de 3RM) e tipo de calçado (Tênis Convencional e *Lifter*). Para cada variável dependente foi realizado um teste de ANOVA. Na ausência de efeito do sexo e de interações duplas ou triplas envolvendo o fator sexo, os participantes foram analisados como um grupo único. Para as comparações múltiplas foi utilizado o teste t de Student de amostras independentes. Como tamanho do efeito é reportado o valor de f, juntamente com o valor de p associado.

Para identificação do papel mediador do ângulo do tronco quanto ao efeito do calçado e da carga nos torques articulares foram calculadas as variações no ângulo de flexão de tronco e na contribuição de quadril entre as condições de carga testadas ($\Delta 90 - 50\%3RM$) e entre os calçados ($\Delta Lifter - Convencional$) e a associação entre essas variáveis foi testada através da Correlação de Pearson. Foram correlacionados a variação do ângulo de flexão de tronco no pico de flexão com a diferença da contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte máximo entre 50 e 90% de 3RM.

Para obter a força relativa dos extensores de joelho foi inicialmente calculado o trabalho concêntrico dos extensores de joelho durante a extensão concêntrica que apresentou maior valor. Após isso, foi dividido o trabalho pela carga de 3RM de cada sujeito.

Para todos os testes, o nível de significância foi definido em alfa 0.05.

3.6.2 Processamento e análise estatística para as curvas de torque (SPM)

Para análises de curvas de torque, os dados foram tabulados em excel e posteriormente foram analisados em MATLAB (R2021a, The MathWorks Inc., Natick, MA). As comparações foram realizadas através do Mapeamento Estatístico Não-Paramétrico (SnPM) usando o código aberto spm1d (www.spm1d.org). O ciclo do agachamento e as fases concêntrica e excêntrica foram identificadas a partir da mudança de direção do deslocamento vertical do centro de massa do sujeito. Para normalização do tempo de cada fase, visto que este diferiu entre as condições, o mesmo foi analisado em percentual (tempo total da fase = 100%). Considerando o número reduzido de sujeitos da amostra para mapeamento paramétrico, optou-se por utilizar uma análise não paramétrica (SnPM – Mapeamento Estatístico Não Paramétrico) através da ANOVA de Friedman nas comparações entre as cargas e do teste de Wilcoxon nas comparações entre os Tênis., Frente a um efeito principal significativo na ANOVA, realizou-se o teste de Wilcoxon para comparações múltiplas considerando $\alpha = 0.02$, visando controlar o erro tipo I. Para as demais análises descritas nessa seção, considerou-se um $\alpha = 0.05$. O tamanho do efeito principal da ANOVA é reportado através do valor $\text{SnPM}\{F\}$ ao longo da fase concêntrica. Para as comparações aos pares, é reportado o valor de $\text{SnPM}\{t\}$.

4 RESULTADOS

A Tabela 1 mostra a média e o desvio padrão da idade (em anos), massa (em kg), altura (em cm) e valor de 3RM de agachamento (em quilograma), tempo de prática (em meses), comprimento de membros inferiores (em centímetros), amplitude máxima de dorsiflexão de tornozelo (em graus) e a força dos extensores de joelho (em Newton) para os 16 sujeitos, separados por sexo.

Tabela 1 - Média e desvio padrão da idade (em anos), massa (em kg), altura (em cm), valor de 3RM (em kg), tempo de prática (em meses), comprimento de membros inferiores (em cm), amplitude máxima de dorsiflexão de tornozelo (em graus) e força dos extensores de joelho (em Newton) para homens e mulheres.

	Mulheres (n = 8)	Homens (n = 8)	Total (n = 16)
Idade (anos)	27 ± 4	26 ± 3	27 ± 3
Massa (kg)	64 ± 7	80 ± 7	72 ± 11
Altura (cm)	160 ± 7	172 ± 5	166 ± 9
Valor de 3RM (kg)	91 ± 14	138 ± 14	114 ± 27
Tempo de prática (meses)	35 ± 8	42 ± 14	38 ± 13
Comprimento de membros inferiores (cm)	83 ± 5	88 ± 6	96 ± 6
Amplitude máxima de tornozelo (°)	51 ± 2	52 ± 5	52 ± 4
Força dos extensores de joelho (N)	167 ± 20	244 ± 52	205 ± 55

4.1 CAPÍTULO 1 – Análise no instante de Torque Total de Suporte máximo

Abaixo estão descritos os valores de média e desvio padrão da contribuição de torque de quadril, joelho e tornozelo para o Torque Total de Suporte máximo com Tênis *Lifter* e Convencional (Tabela 1). A análise descritiva e inferencial acerca do torque bruto e do torque normalizado pela massa e altura estão descritas no Apêndice 1.

Tabela 2 - Média e desvio padrão da contribuição de quadril, joelho e tornozelo com 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis *Lifter* no instante de Torque Total de Suporte máximo.

Condição		Quadril			Joelho			Tornozelo		
		Fem	Masc	Todos	Fem	Masc	Todos	Fem	Masc	Todos
50% de 3RM	Tênis Convencional	43 ± 6%	49 ± 7%	46 ± 7%	38 ± 6%	34 ± 9%	36 ± 8%	18 ± 4%	17 ± 3%	18 ± 3%
	Tênis <i>Lifter</i>	42 ± 5%	48 ± 6%	45 ± 6%	40 ± 6%	35 ± 8%	38 ± 7%	18 ± 4%	17 ± 3%	18 ± 4%
70% de 3RM	Tênis Convencional	44 ± 6%	49 ± 5%	46 ± 6%	36 ± 7%	33 ± 7%	35 ± 7%	19 ± 4%	18 ± 4%	19 ± 4%
	Tênis <i>Lifter</i>	43 ± 6%	47 ± 5%	45 ± 5%	38 ± 7%	33 ± 8%	36 ± 8%	19 ± 4%	20 ± 5%	19 ± 4%
90% de 3RM	Tênis Convencional	44 ± 5%	48 ± 6%	46 ± 5%	35 ± 6%	33 ± 9%	34 ± 7%	20 ± 4%	20 ± 4%	20 ± 4%
	Tênis <i>Lifter</i>	45 ± 7%	48 ± 5%	46 ± 6%	37 ± 7%	34 ± 8%	35 ± 8%	18 ± 4%	18 ± 4%	18 ± 4%

Fem = Feminino, Masc = Masculino, RM = Repetição máxima

4.1.1 Efeitos da carga e do tipo de calçado no instante de Torque Total de Suporte máximo

Na Figura 12 são apresentados a média marginal estimada e o erro padrão para o Torque Percentual referente a cada articulação nas condições analisadas.

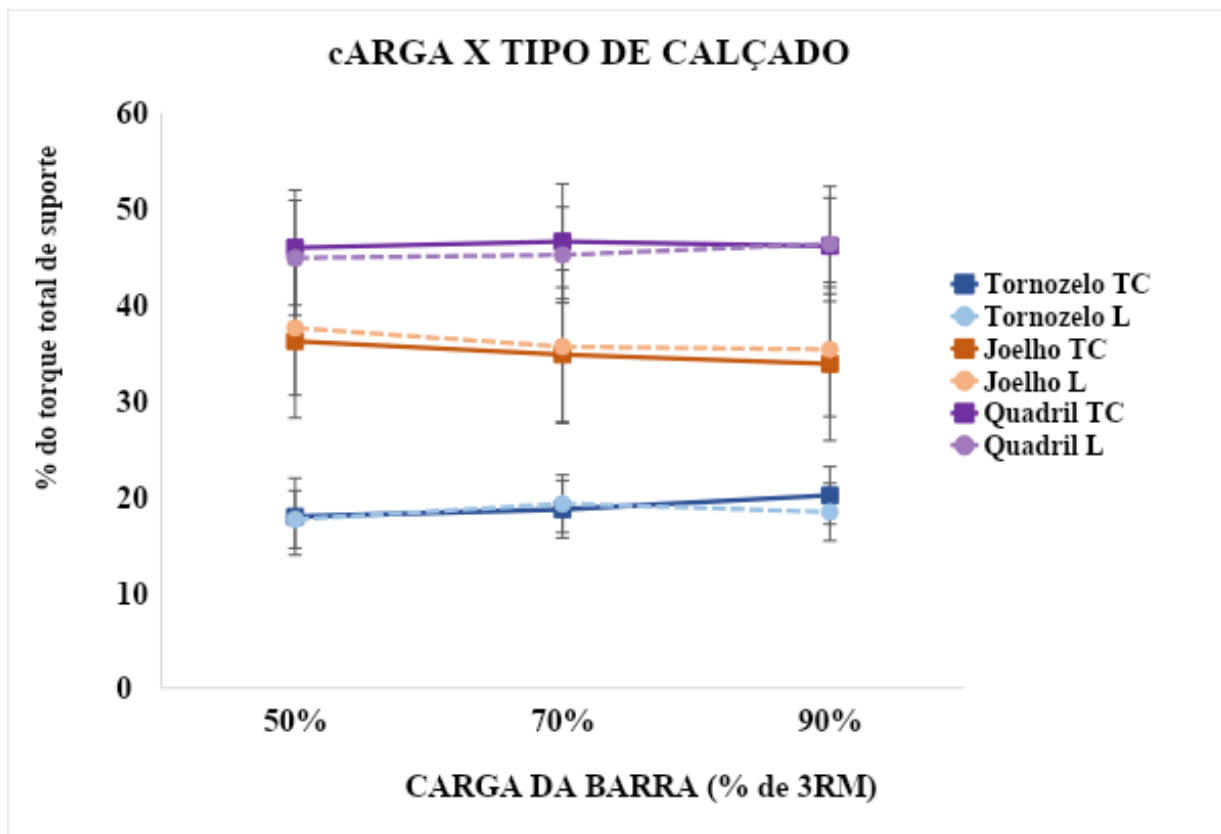


Figura 12 - Contribuição (em % do Torque Total de Suporte) de cada articulação no Torque Total de Suporte máximo para as articulações de tornozelo, joelho e quadril para Tênis Convencional e Tênis *Lifter* com 50, 70 e 90% de 3RM. Não foi observado interação entre os efeitos do calçado e da carga para nenhuma das articulações analisadas.

No quadril não foi observada interação das variáveis com sexo ($f = 0,096$, $p = 0,908$). Além disso, o quadril não apresentou interação entre a carga da barra e o tipo de calçado ($f = 3,067$, $p = 0,061$). Apesar disso, foi encontrado um efeito do tipo de calçado ($f = 7,145$, $p = 0,017$). Independentemente da carga, foi observado que o uso do Tênis *Lifter* proporcionou uma menor contribuição do Torque Percentual de quadril comparado ao Tênis Convencional (diferença de 1%, $d = 0,128$, $p = 0,017$). No quadril não houve efeito da carga da barra ($f = 1,196$, $p = 0,316$).

No joelho não houve interação das variáveis carga e tipo de calçado com sexo ($f = 0,052$, $p = 0,949$). Também não houve interação entre a carga da barra e o tipo de calçado ($f = 0,038$, $p = 0,716$). No entanto, foi verificado um efeito do tipo de calçado ($f = 6,345$, $p = 0,024$) e um efeito da carga da barra ($f = 9,779$, $p < 0,001$). O Torque Percentual de joelho foi maior na condição de 50% de 3RM, comparado às condições de 70% de 3RM (diferença de 2%, $d = 0,220$, $p = 0,012$) e 90% de 3RM (diferença de 3%, $d = 0,303$, $p > 0,001$). Esses achados indicam

que aumentar a carga da barra implica em menor contribuição percentual de joelho para o Torque Total de Suporte máximo, independentemente do calçado. Além disso, o efeito do calçado aponta que o uso do Tênis *Lifter* proporciona uma maior contribuição de joelho em comparação ao Tênis Convencional (diferença de 2%, $d = 0,162$, $p = 0,024$).

No tornozelo, as variáveis carga e tipo de calçado não apresentaram interação com sexo ($f = 0,176$, $p = 0,840$). Além disso, não houve interação entre a carga da barra e o tipo de calçado no Torque Percentual de tornozelo ($f = 3,004$, $p = 0,065$). No entanto, houve um efeito da carga da barra ($f = 4,202$, $p = 0,025$), indicando que na carga de 90% de 3RM o Torque Percentual de tornozelo é maior comparada à 50% de 3RM (diferença de 2%, $d = 0,398$, $p = 0,031$). No tornozelo não houve efeito do tipo de calçado ($f = 0,726$, $p = 0,408$).

4.1.2 Ângulo de flexão de tronco

A média e o desvio padrão do ângulo de flexão de tronco no instante do Torque Total de Suporte máximo para o agachamento com barra nas condições analisadas são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Média e desvio padrão do ângulo de flexão de tronco no instante do Torque Total de Suporte máximo para agachamentos com o Tênis Convencional e Tênis *Lifter* nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM.

Condição		50%3RM	70%3RM	90%3RM
Ângulo de flexão do tronco no instante Torque Total de Suporte máximo	Tênis Convencional	$25 \pm 6^{\circ a}$	$26 \pm 5^{\circ ab}$	$26 \pm 5^{\circ b}$
	Tênis <i>Lifter</i>	$24 \pm 5^{\circ a}$	$25 \pm 5^{\circ ab}$	$26 \pm 5^{\circ b}$

RM = Repetição máxima; Letras iguais em identificam ausência de diferença entre as cargas.

Para o ângulo de flexão de tronco no instante do Torque Total de Suporte máximo, não houve interação entre a carga, o tipo de calçado e o sexo ($f = 0,906$, $p = 0,403$). Também não houve interação dupla entre a carga da barra e o tipo de calçado ($f = 2,328$, $p = 0,125$). No entanto, houve um pequeno efeito da carga da barra ($f = 4,928$, $p = 0,028$), indicando que na carga de 90% de 3RM, o ângulo de flexão de tronco é maior comparado à 50% de 3RM

(diferença de 1° , $d = 0,213$, $p = 0,011$). Não houve efeito do tipo de calçado no Ângulo de Tronco no instante avaliado ($f = 1,375$, $p = 0,259$).

4.1.3 Discussão

Os resultados deste capítulo são referentes às análises no instante de Torque Total de Suporte máximo, ou seja, onde a soma das contribuições de torque de tornozelo, joelho e quadril para o Torque Extensor Total atingiu seu pico. Apesar de não termos observado uma interação entre as variáveis Tipo de Calçado e Carga de 3RM, os resultados deste instante avaliado apontam que aumentar a carga da barra resulta em menor contribuição de joelho para o Torque Total de Suporte máximo durante o movimento de agachamento com barra.

A partir dos resultados, observamos que a redução da contribuição de joelho frente ao aumento da carga não foi acompanhada de uma alteração significativa na contribuição da articulação de quadril. Ao aumentar a carga, a contribuição do quadril se manteve constante (45, 46 e 46%) no instante avaliado, independentemente do tipo de calçado. A redução observada na contribuição da articulação de joelho, foi, por sua vez, acompanhada de um aumento na contribuição de tornozelo, que apresentou significativamente maior contribuição na carga mais pesada (90% de 3RM) em relação à carga mais leve (50% de 3RM).

O estudo de Hay et al. (1983) investigou o efeito da carga externa durante a fase concêntrica em uma *Leg Squat Machine*. Esse exercício consiste em agachar, iniciando com o sujeito em pé, onde o peso da máquina permanece sob os ombros em posição fixa durante todo o movimento. A partir da execução do agachamento na máquina com 40% de 4RM, os autores modelaram como seriam as condições de 60 e 80% de 4RM caso a contribuição de cada articulação fosse proporcional ao aumento da carga e compararam com dados experimentais. Corroborando com nossos achados, eles observaram experimentalmente uma menor contribuição de joelho frente ao aumento da carga comparado ao predito pelo modelo. No entanto, divergindo dos nossos achados, no estudo de Hay et al. (1983) essa menor contribuição foi acompanhada de um trabalho compensatório por parte de quadril e tornozelo. Em nosso estudo, no instante avaliado não observamos maior contribuição de quadril frente ao aumento da carga, visto que houve uma constância na sua contribuição. Esse resultado em nosso estudo foi encontrado tanto para agachamentos realizados com o Tênis Convencional quanto com o Tênis *Lifter*. Desse modo, para o instante avaliado, a hipótese de que o efeito da carga da barra

na contribuição dos torques articulares de quadril para o torque total de suporte durante o agachamento depende do tipo de calçado não foi confirmada. Um dos pontos interessantes discutidos em estudos que investigam a contribuição articular para o Torque Total de Suporte de membros inferiores é a inclinação do tronco. Kellis et al. (2005) relataram que ao aumentar a carga da barra durante agachamento em sujeitos saudáveis houve uma tendência de maior inclinação de tronco com cargas a partir de 40% de 4RM. Hay et al. (1983) também observaram diferença na inclinação de tronco com cargas de 40, 60 e 80% de 4RM na *Leg Squat Machine*, sendo que, quanto maior a carga no equipamento, maior a inclinação do tronco principalmente durante o início da fase concêntrica, instante que coincide com o Torque Total de Suporte máximo.

A inclinação do tronco à frente durante o agachamento pode ser vista como um mecanismo de compensação, buscando a estabilização devido ao deslocamento no centro de gravidade durante o agachamento. Em nosso estudo, a partir de análises exploratórias, observamos que o instante analisado (de maior Torque Total de Suporte) não coincide com o instante onde os sujeitos alcançavam o ponto de maior flexão de tronco. Na Figura 13 apresentamos dados exemplares de um sujeito, onde conseguimos observar a relação entre o ângulo de flexão de tronco e o Torque Total de Suporte durante a execução de um ciclo completo do agachamento nas três condições de carga avaliadas.

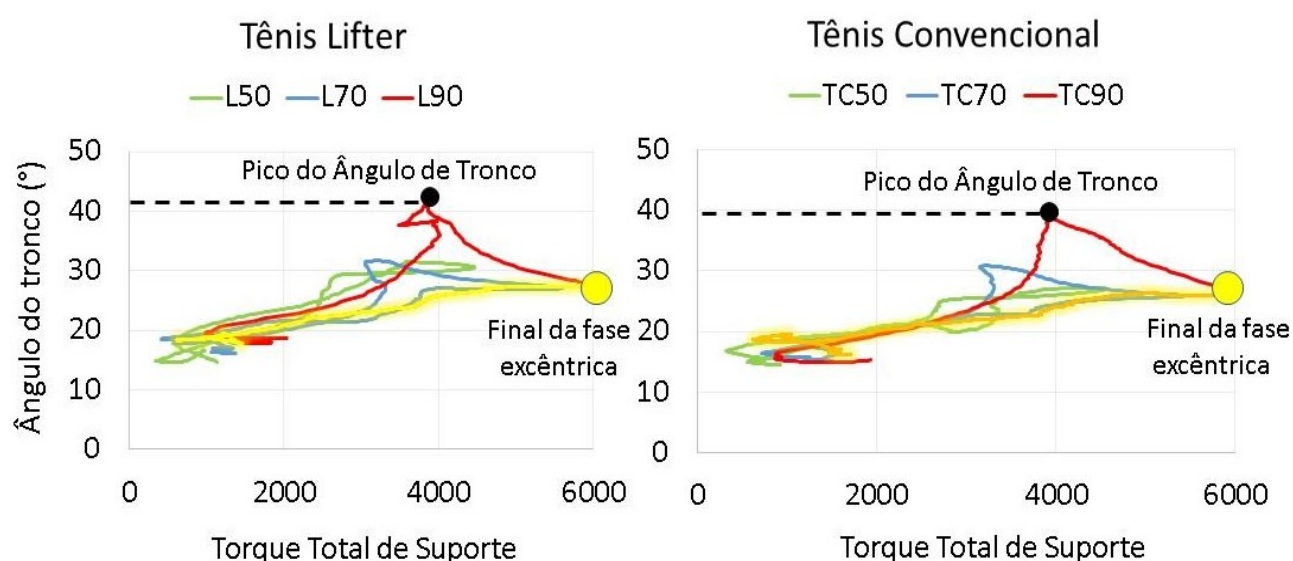


Figura 13 – Gráfico da relação entre o ângulo de tronco e o Torque Total de Suporte para as condições de 50, 70 e 90% de 3RM, com uso do Tênis *Lifter* e Convencional para um sujeito.

É possível notar que há uma dissociação entre as duas variáveis, e que elas atingem seus pontos máximos em momentos diferentes. Podemos observar ainda que essa dissociação é mais expressiva conforme a carga aumenta. A partir dos dados apresentados na Figura 13 também conseguimos observar que os sujeitos atingiram seu ponto máximo de flexão de tronco durante a fase concêntrica do movimento. O ângulo do tronco dos sujeitos no pico do Torque Total de Suporte (momento onde realizamos todas as nossas comparações neste capítulo) apresentou mínima diferença (1°) entre a carga de 90 e 50% de 3RM, resultado que também é exemplificado pelo comportamento da curva na Figura 13.

Existem inúmeros fatores relacionados ao indivíduo que podem influenciar a cinemática do agachamento com barra. Dentre eles, o mais intimamente relacionado ao efeito do calçado é possivelmente a amplitude de movimento da articulação de tornozelo. Um dos objetivos do uso do Tênis *Lifter* é propiciar uma posição do pé que permita um aumento da amplitude de movimento da articulação de tornozelo durante o agachamento. Essa maior amplitude de movimento associada ao efeito do calço propicia uma maior inclinação da tíbia à frente e, conseqüentemente, uma translação anterior do centro de massa em relação à base de apoio. Essa translação possibilita a adoção de uma postura mais ereta de tronco (SATO; FORTENBAUGH; HYDOCK, 2012), o que tende a alterar as contribuições das articulações para o Torque Total de Suporte.

Para o instante avaliado, onde o Torque Total de Suporte foi máximo, observa-se um efeito do Tipo de Calçado nas articulações de joelho e quadril. Esse efeito aponta que o uso do Tênis *Lifter* propicia uma menor contribuição de quadril e maior de joelho para o Torque Total de Suporte comparado ao Tênis Convencional. No entanto, essa diferença foi bastante pequena no quadril, sendo no quadril de 1%, e no joelho, de 2%. Estudos que investigaram o efeito do Tênis *Lifter* apontam que seu uso modifica a cinética e a cinemática de joelho durante agachamento comparado a outros tipos tênis (LEGG et al., 2017; SATO; FORTENBAUGH; HYDOCK, 2012). Legg et al. (2017) observaram que o ângulo de flexão de joelho de homens e mulheres com e sem experiência em agachamento foi maior utilizando o Tênis *Lifter* comparado à “tênis atléticos” no instante de pico de torque. Para o grupo sem experiência, o uso do Tênis *Lifter* propiciou maior pico de torque de joelho, o que pode ser esperado em virtude das diferentes profundidades. No entanto, no quadril, as mesmas comparações não apresentaram diferenças significativas entre os dois tipos de calçado.

O pequeno efeito do calçado e a ausência de efeito da carga na contribuição do quadril, joelho e tornozelo para o Torque Total de Suporte máximo durante agachamento pode ser parcialmente atribuída à ausência de diferenças no posicionamento do tronco entre as condições avaliadas para esse instante do movimento. Nossos resultados apontam que o ângulo de tronco no instante de Torque Total de Suporte máximo não sofreu efeito relevante do tipo de calçado ou da carga (Tabela 3).

A dissociação entre o torque total de suporte e ângulo de flexão de tronco observada em nosso estudo, pode estar relacionada a especificidade do agachamento no CrossFit. Cabe destacar que o agachamento em nosso estudo teve profundidade controlada e pode ser caracterizado como um agachamento profundo. É possível, que, frente a necessidade de “quebrar a paralela” os sujeitos sintam a necessidade de deslocar o tronco para uma postura mais ereta, impedindo que estratégias de tronco possam ser utilizadas como compensação a fim de diminuir a carga sobre os extensores de joelho frente ao aumento da carga da barra nesse instante do movimento. É possível que, dada a profundidade, outras estratégias técnicas sejam utilizadas para o mesmo fim, como a compressão da coxa/glúteo contra a parte posterior da perna/pé, distribuindo a carga do joelho para estruturas passivas. Estudos futuros, controlando a profundidade do movimento e incorporando a análise da contribuição de estruturas passivas na dinâmica do movimento são necessários para avaliar essa hipótese.

Pode-se concluir a partir da análise descrita neste capítulo que o uso do Tênis *Lifter* não é capaz de alterar de maneira substancial a distribuição do Torque Total de Suporte entre as articulações do quadril e joelho no instante onde a demanda de torque para os membros inferiores é máxima. Além disso, curiosamente, as mudanças no posicionamento do tronco com o aumento da carga demonstradas na literatura (HAY et al., 1983; KELLIS et al., 2005), parecem não estar presentes nesse instante do ciclo, ao menos não para a população de interesse nesse estudo.

Pudemos constatar que as compensações cinemáticas que resultam em uma dissociação entre o aumento do Torque Total de Suporte e o ângulo de flexão de tronco ocorrem na fase concêntrica do agachamento (Figura 13). Com esses resultados identifica-se a necessidade de realizar comparações não apenas no instante de Torque Total de Suporte máximo, e sim uma análise de curvas durante a fase concêntrica do movimento, onde são contempladas as diferenças em outros momentos de interesse (i.e. pico de flexão de tronco). Independentemente do tipo de calçado, todos os sujeitos deste estudo apresentaram o pico de flexão de tronco

durante a fase concêntrica do agachamento. Os resultados referentes à esta fase serão apresentados no Capítulo 2.

Algumas limitações no presente capítulo devem ser consideradas. A análise num único instante pode estar negligenciando a complexidade do movimento de agachamento, que, por sua vez, pode sofrer influência de fatores externos como carga e tipo de calçado durante toda sua execução. Neste trabalho foi investigada uma população de atletas da modalidade de CrossFit, o que pode tornar nossos resultados não generalizáveis para outras populações e/ou atletas de outras modalidades. Além disso, a dinâmica inversa para análise de torque articular também possui algumas limitações inerentes que foram citadas no presente trabalho.

Os resultados do presente capítulo podem auxiliar a prescrição de agachamento na prática esportiva de forma que auxiliam no entendimento da contribuição articular no instante de Torque Total de Suporte máximo. Essas informações podem ser levadas em consideração a fim de gerar a sobrecarga desejada em cada articulação de interesse durante este instante. No entanto, salientando ainda mais a necessidade do capítulo 2, uma análise de curvas se torna muito interessante no contexto do agachamento com barra por conta de toda sua complexidade.

4.2 CAPÍTULO 2 – Análise na fase concêntrica do agachamento

Os resultados do capítulo 2 são referentes às análises de curva da fase concêntrica do agachamento. A seguir, serão apresentados os efeitos da carga da barra e do tipo de calçado no Torque Percentual (contribuição para o Torque Total de Suporte) durante a fase concêntrica do agachamento com barra.

4.2.1 Efeitos da carga

No quadril, houve efeito da carga na contribuição desta articulação para o Torque Total de Suporte durante grande parte da fase concêntrica (Figura 14). Com Tênis Convencional, observamos efeito entre 5 e 76% da fase. Com Tênis *Lifter*, esse efeito foi entre 4 e 95% da fase.

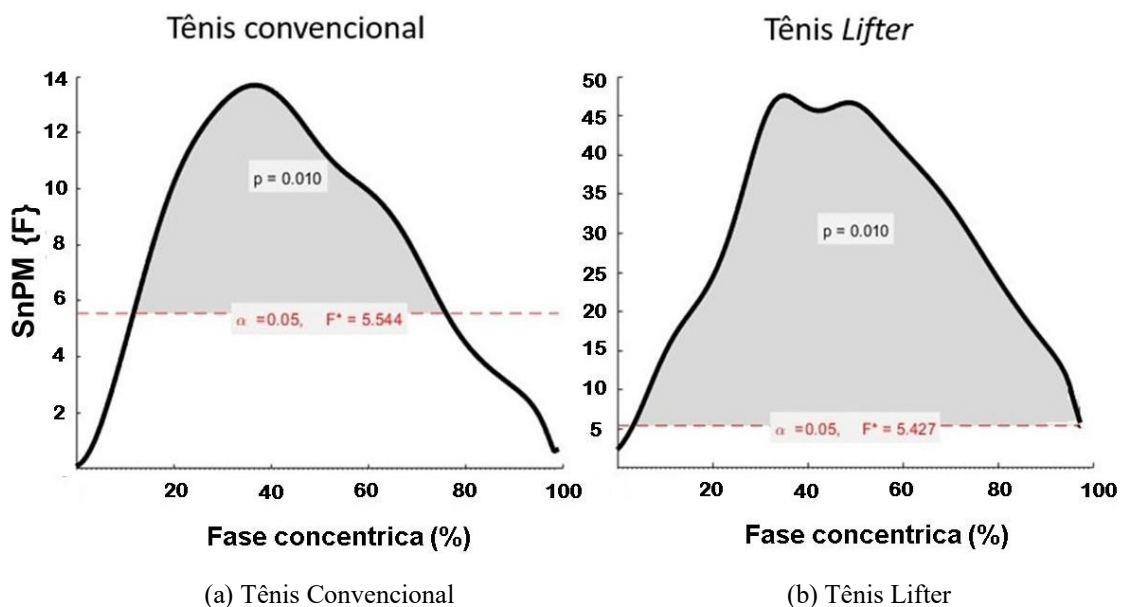


Figura 14 - Efeito da carga da barra na contribuição (%) do torque de quadril para o Torque Total de Suporte durante o agachamento com o uso do Tênis Convencional (à esquerda) e do Tênis *Lifter* (à direita) ao longo da fase concêntrica. SnPM = Statistical non Parametric Mapping.

O aumento da carga da barra resultou em um aumento na contribuição da articulação de quadril para o Torque Total de Suporte, independentemente do calçado ($p = 0,010$, $F^* = 5,544$ para o Tênis Convencional e $p = 0,010$, $F^* = 5,427$ para o Tênis *Lifter*). Nota-se, graficamente (Figura 14), que esse efeito é maior para os agachamentos realizados com o Tênis *Lifter* comparado ao Tênis Convencional. Na Figura 15 e 16, são apresentados os resultados das análises de comparações múltiplas entre as cargas para o Tênis Convencional e Tênis *Lifter* respectivamente.

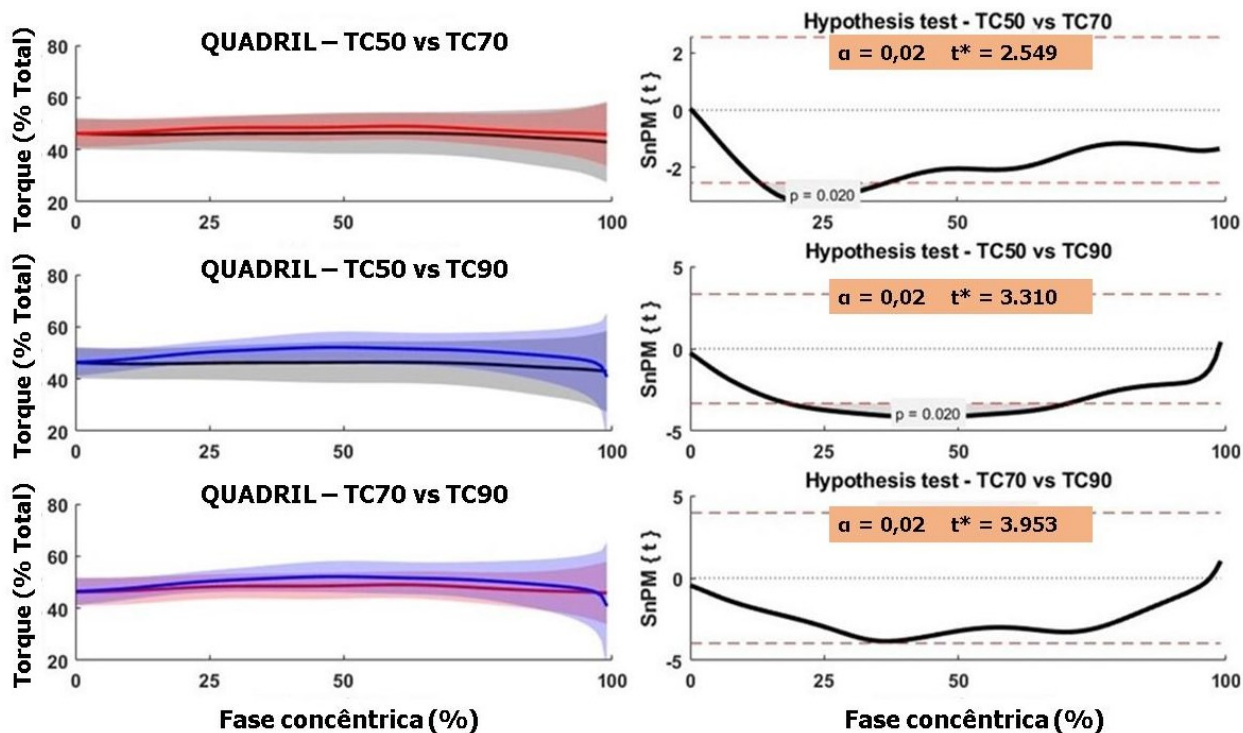


Figura 15 - Comparações aos pares do Torque de quadril (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Convencional nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

Com Tênis Convencional, durante a fase concêntrica, foi observado um efeito da carga da barra na contribuição do torque de quadril para o Torque Total de Suporte. Ao comparar as cargas de 50 e 70% de 3RM observamos, entre 14 e 34% da fase, que quanto maior a carga, maior a contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte ($p = 0,02$, $t^* = 2,549$). Comparando 50 e 90% de 3RM, que são as cargas mais leve e mais pesada, respectivamente, observamos que há efeito da carga da barra entre 17 e 72% da fase, de forma que a carga mais pesada resulta em maior contribuição de quadril ($p = 0,02$, $t^* = 3,310$). Por fim, comparando as cargas de 70 e 90% de 3RM, observamos que não houve efeito significativo da carga ($p > 0,02$, $t^* = 3,953$).

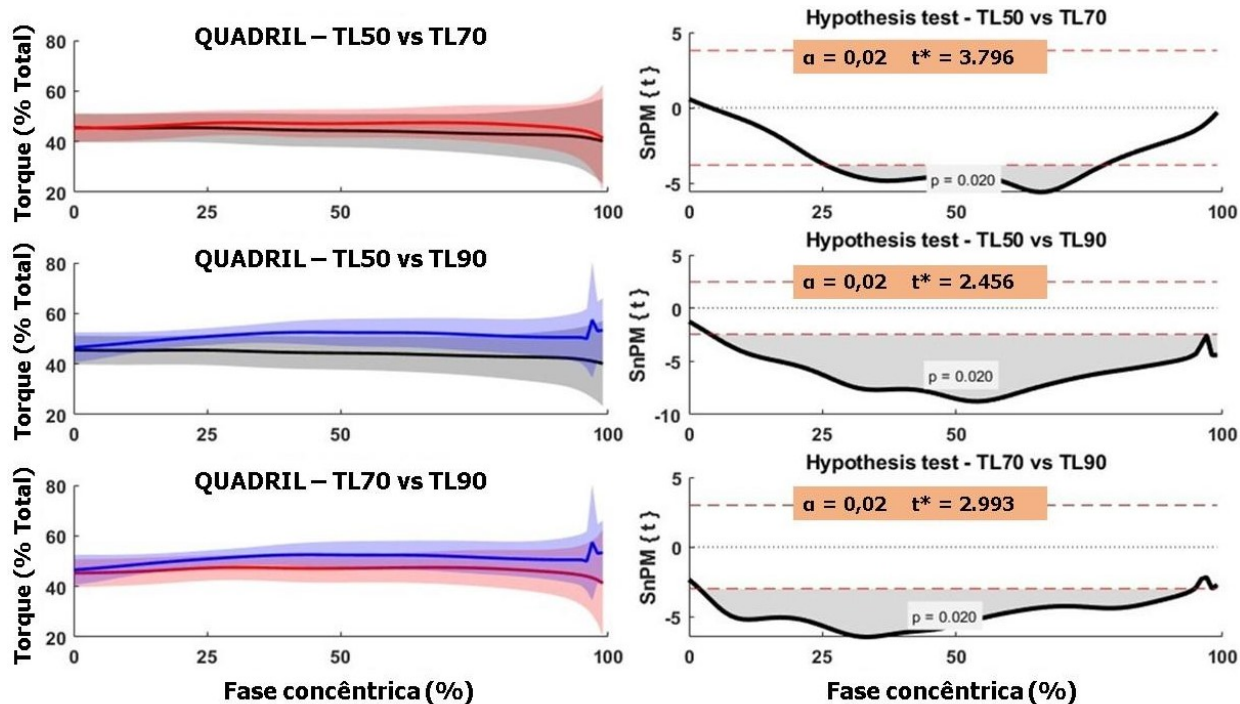


Figura 16 - Comparações aos pares do Torque de quadril (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis *Lifter* nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

Com o uso do Tênis *Lifter*, e para as comparações entre 50 e 70% de 3RM, observamos que de 25 a 85% da fase concêntrica houve um aumento da contribuição do quadril com o aumento da carga ($p = 0,02$, $t^* = 3,798$). Comparando as cargas de 50 e 90% de 3RM, também observamos um aumento entre 4 e 100% da fase ($p = 0,02$, $t^* = 2,456$). Por fim, a comparação entre 70 e 90% de 3RM também aponta um aumento da contribuição do quadril entre 2 e 96% da fase concêntrica ($p = 0,02$, $t^* = 2,993$).

No joelho, houve efeito da carga da barra na contribuição para o Torque Total de Suporte para os Tênis Convencional e *Lifter*. A partir da Figura 17 abaixo, podemos observar efeito significativo da carga da barra na contribuição do joelho durante grande parte da fase concêntrica para ambos os tênis. Com Tênis Convencional esse efeito foi entre zero e 68% da fase, enquanto para o Tênis *Lifter* foi entre 3 e 85%.

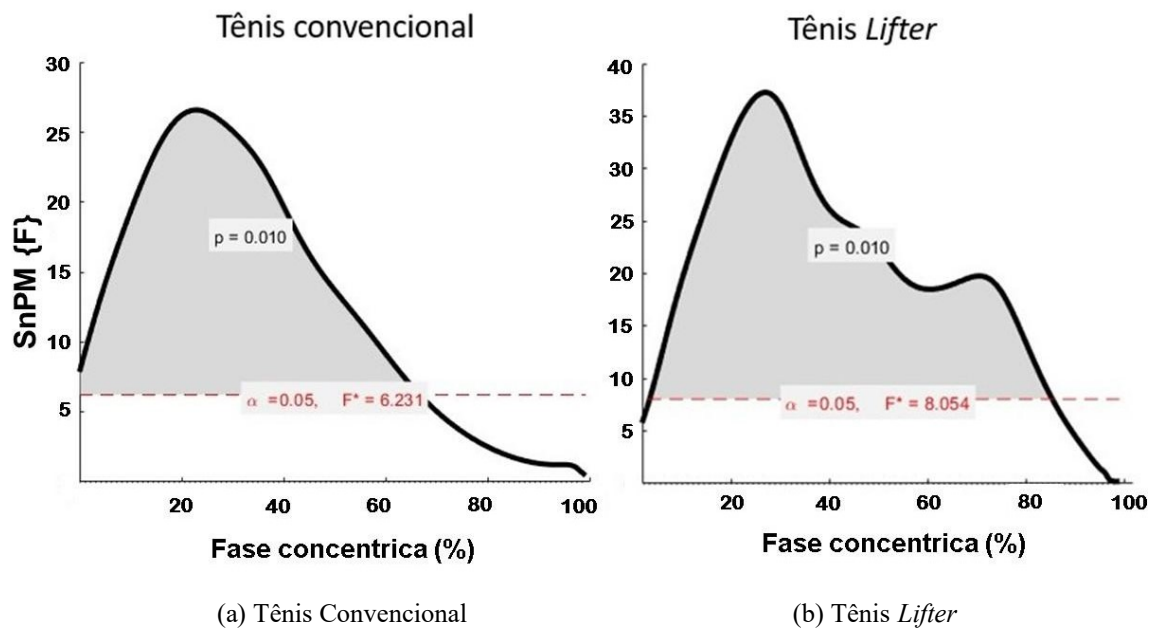


Figura 17 - Efeito da carga da barra na contribuição (%) do torque de joelho para o Torque Total de Suporte durante o agachamento com o uso do Tênis Convencional (à esquerda) e do Tênis *Lifter* (à direita) ao longo da fase concêntrica. SnPM = Statistical non Parametric Mapping.

O aumento da carga da barra resultou em uma diminuição na contribuição da articulação de joelho para o Torque Total de Suporte, independentemente do calçado ($p = 0,01$, $F^* = 6,231$ para o Tênis Convencional e $p = 0,01$, $F^* = 8,054$ para o Tênis *Lifter*). Nota-se graficamente (Figura 17), que esse efeito é maior para os agachamentos realizados com o Tênis *Lifter* comparado ao Tênis Convencional. Nas Figuras 18 e 19 são apresentados os resultados das análises de comparações múltiplas entre as cargas para o Tênis Convencional e Tênis *Lifter* respectivamente.

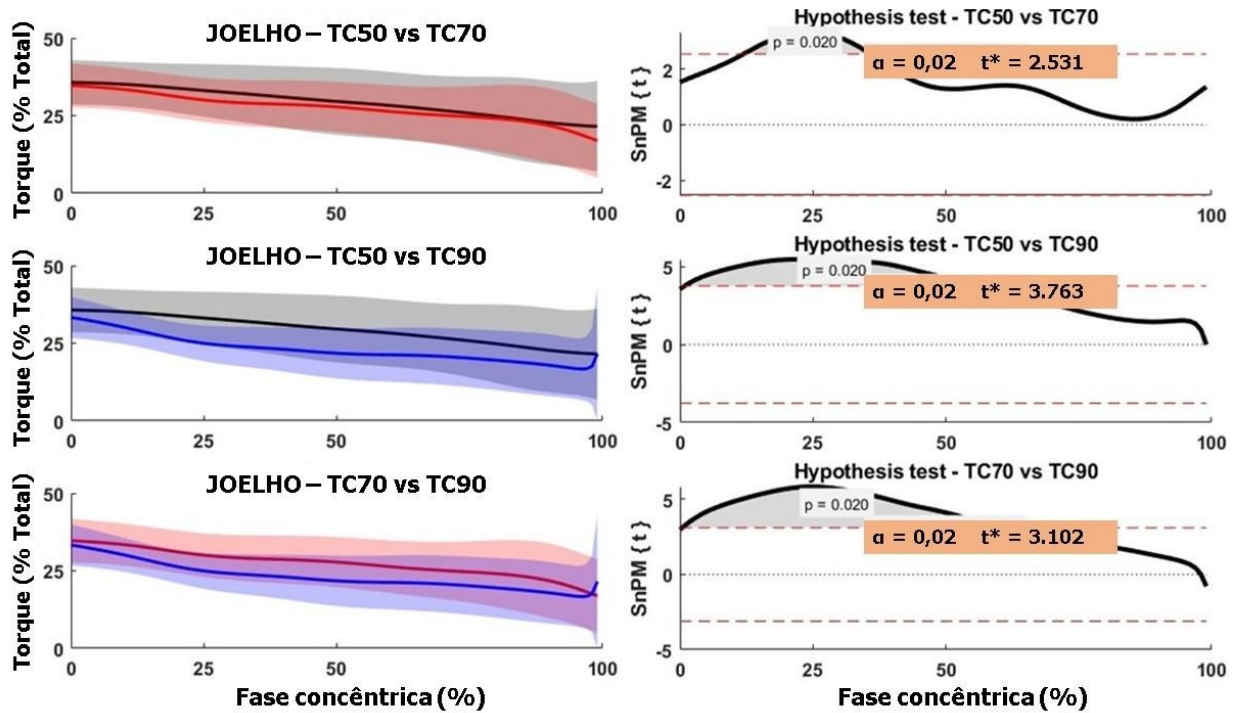


Figura 18 - Comparações aos pares do Torque de joelho (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Convencional nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

Com Tênis Convencional, houve efeito da carga da barra no Torque Percentual joelho para todas as comparações de carga (Figura 18). Entre 50 e 70% de 3RM foi observado efeito da carga entre 13 e 35% da fase concêntrica, indicando que, quanto maior a carga, menor a contribuição de joelho para o Torque Total de Suporte ($p = 0,02$, $t^* = 2,531$). Entre 50 e 90% de 3RM, também foi observado que aumentar a carga implica em menor contribuição percentual do joelho entre zero e 73% da fase concêntrica ($p = 0,02$, $t^* = 3,763$). Comparando as cargas de 70 e 90% de 3RM, o comportamento é semelhante às comparações anteriores, de forma que entre zero e 62% do ciclo há um efeito da carga da barra ($p = 0,02$, $t^* = 3,102$).

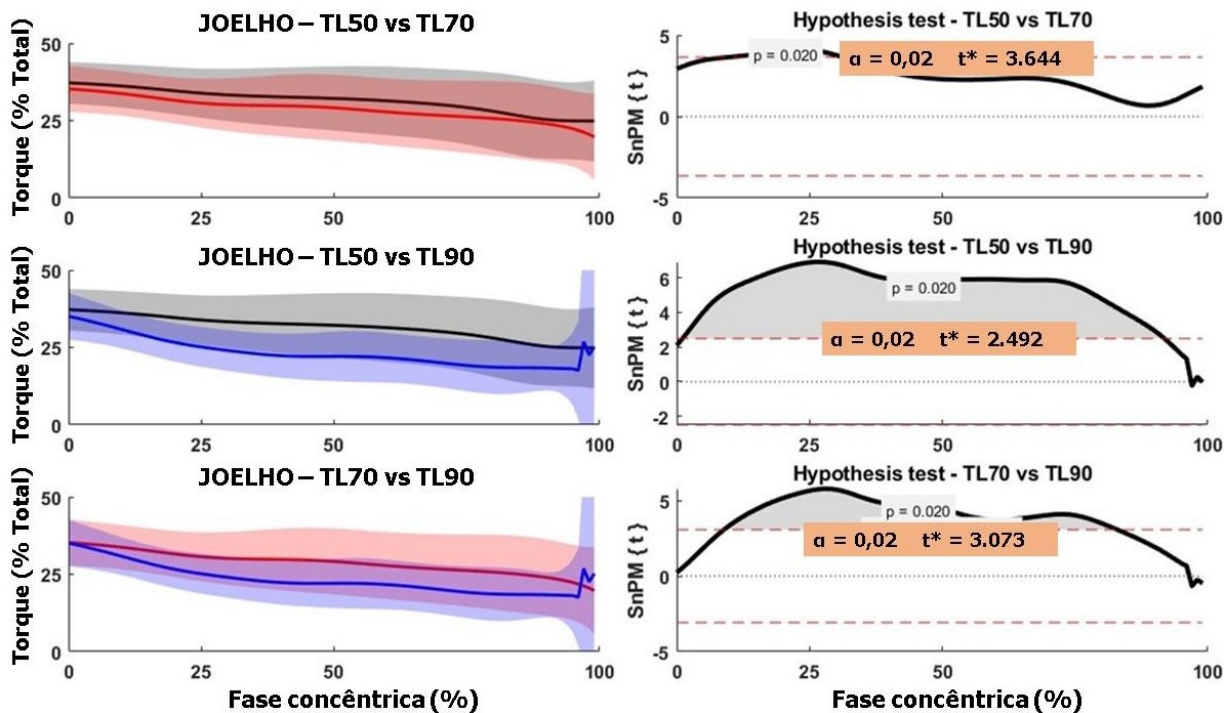


Figura 19 - Comparações aos pares do Torque de joelho (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis *Lifter* nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

Com o Tênis *Lifter*, também foi observado efeito da carga da barra no Torque Percentual de joelho para todas as comparações de carga (Figura 19). Comparações entre 50 e 70% de 3RM indicam que, de 7 a 31% da fase concêntrica, quanto maior a carga, menor a contribuição de joelho ($p = 0,20$, $t^* = 3,644$). As comparações entre 50 e 90% de 3RM também demonstram o que foi observado anteriormente, entre 2 a 90% da fase, a maior carga demonstra menor contribuição de joelho ($p = 0,02$, $t^* = 2,492$). Por fim, comparações entre as cargas de 70 e 90% de 3RM também indicam, entre 9 e 84% da fase concêntrica, que o joelho tende a participar menos para o Torque Total de Suporte em cargas mais pesadas ($p = 0,02$, $t^* = 3,073$).

No tornozelo, houve efeito da carga da barra no Torque Percentual para o Torque Total de Suporte para os Tênis Convencional e *Lifter*. A Figura 20 abaixo demonstra os determinados momentos da fase concêntrica onde podemos observar esse efeito.

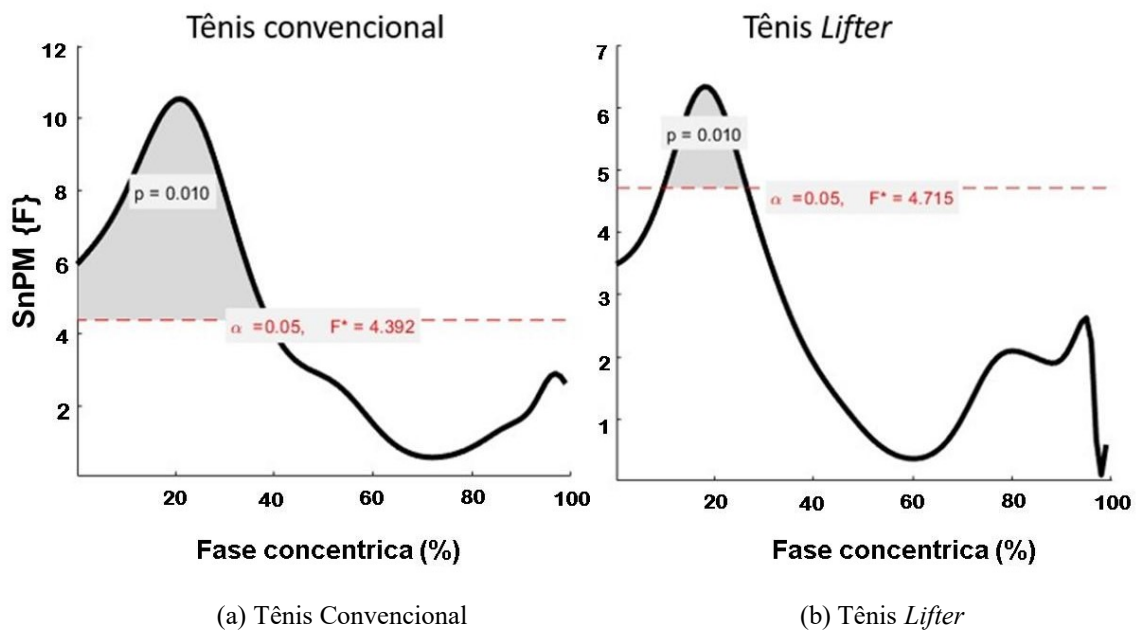


Figura 20 - Efeito da carga da barra na contribuição (%) do torque de tornozelo para o Torque total de suporte durante o agachamento com o uso do Tênis Convencional (à esquerda) e do Tênis *Lifter* (à direita) ao longo da fase concêntrica. SnPM = Statistical non Parametric Mapping.

O aumento da carga da barra resultou em um aumento na contribuição da articulação de tornozelo para o Torque Total de Suporte (Figura 20), independentemente do calçado ($p = 0,01$, $F^* = 4,392$ para o Tênis Convencional e $p = 0,01$, $F^* = 4,715$ para o Tênis *Lifter*). Nota-se graficamente, que esse efeito é maior para os agachamentos realizados com o Tênis Convencional comparado ao Tênis *Lifter*. Nas Figuras 21 e 22 apresentados os resultados das análises de comparações múltiplas entre as cargas para o Tênis Convencional e Tênis *Lifter* respectivamente.

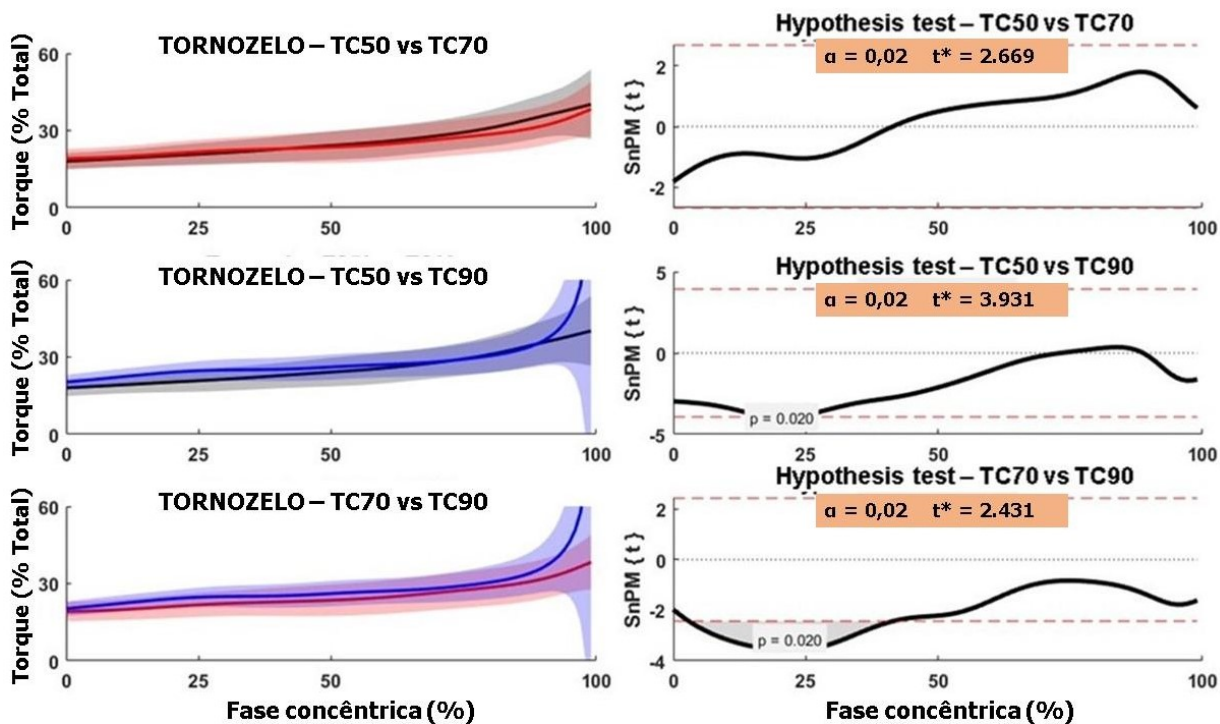


Figura 21 - Comparações aos pares do Torque de tornozelo (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis Convencional nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

O efeito da carga da barra no Torque Percentual de tornozelo durante o agachamento com Tênis Convencional foi observado entre as cargas de 50 e 90% de 3RM e entre as cargas de 70 e 90% de 3RM. Entre 50 e 70% de 3RM, não foi observada diferença significativa durante qualquer parte da fase concêntrica ($p > 0,02$, $t^* = 2,669$). Entre as cargas de 50 e 90% de 3RM (carga mais leve x carga mais pesada), foi observado um efeito significativo da carga entre 14% a 27% da fase concêntrica ($p = 0,02$, $t^* = 3,931$), de forma que, quanto maior a carga, maior a contribuição de tornozelo. Esse mesmo comportamento foi observado entre as cargas de 70 e 90% de 3RM ($p = 0,02$, $t^* = 2,431$), onde de 3 a 42% do ciclo houve efeito da carga da barra, apontando que, quanto maior a carga, maior a contribuição da articulação de tornozelo para o Torque Total de Suporte.

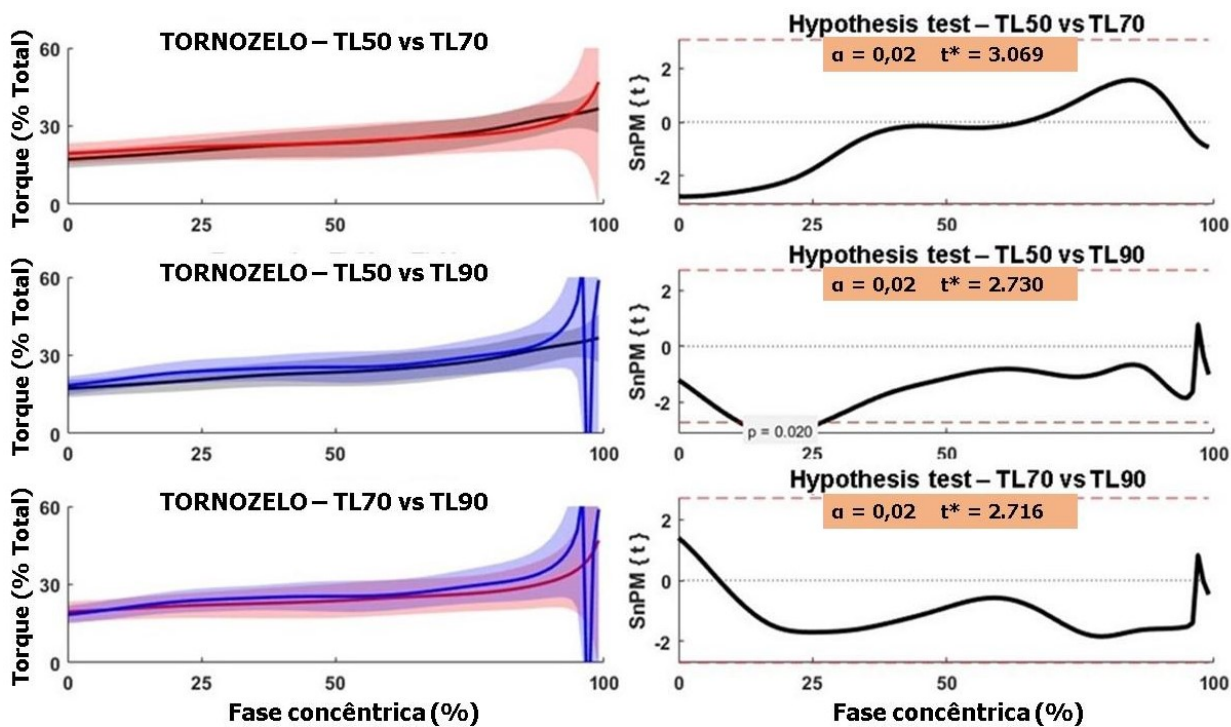


Figura 22 - Comparações aos pares do Torque de tornozelo (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com Tênis *Lifter* nas três condições de carga avaliadas (50% de 3RM em preto, 70% de 3RM em vermelho e 90% de 3RM em azul). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

Com o Tênis *Lifter*, foi observado efeito da carga da barra apenas entre as cargas de 50 e 90% de 3RM ($p = 0,020$, $t^* = 2,730$), indicando que, quanto maior a carga, maior a contribuição de tornozelo para o Torque Total de Suporte entre 12 e 26% da fase concêntrica. Comparações entre 50 e 70% de 3RM ($p > 0,020$, $t^* = 3,069$) e entre 70 e 90% de 3RM ($p > 0,020$, $t^* = 2,716$) não apresentaram efeito significativo da carga da barra (Figura 22).

4.2.2 Efeitos do calçado

A seguir serão apresentados o efeito do calçado na contribuição para o Torque Total de Suporte para quadril, joelho e tornozelo respectivamente.

Durante a fase concêntrica, a contribuição do torque de quadril para o Torque Total de Suporte não sofreu efeito do tipo de calçado (para uma mesma carga) durante o agachamento com 50% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 2,775$), 70% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 3,169$) ou 90% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 3,519$).

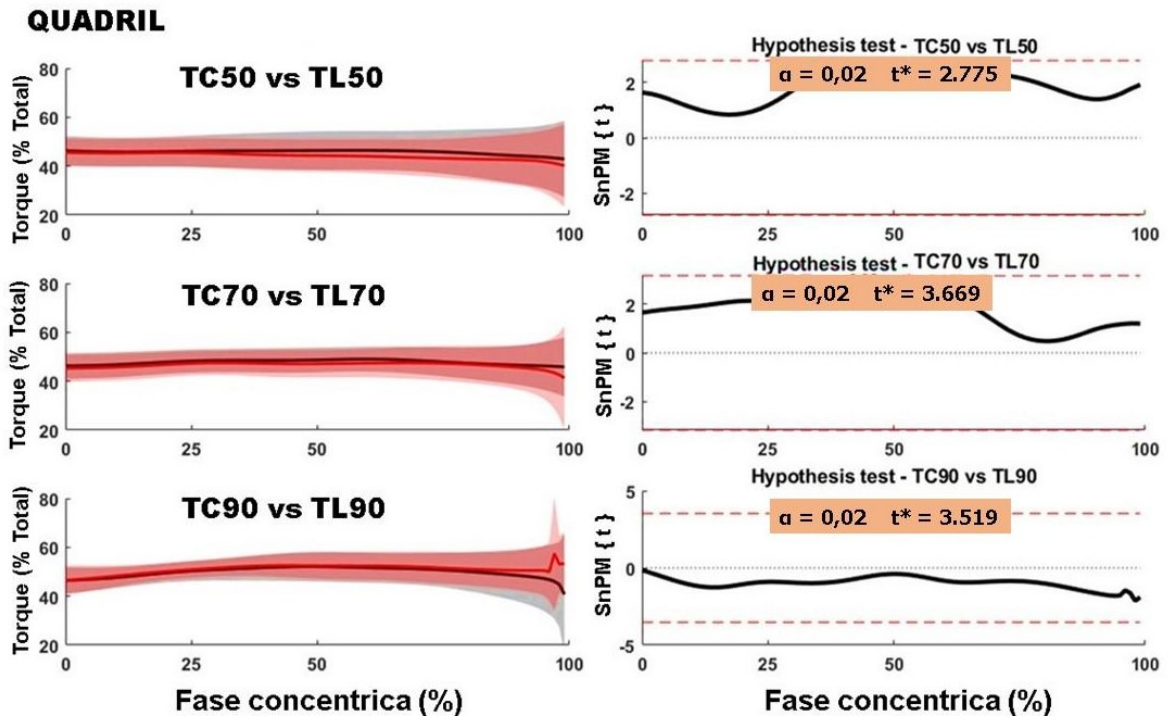


Figura 23 - Comparações aos pares do Torque de quadril (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com os dois tipos de calçado (Tênis Convencional em preto e Tênis *Lifter* em vermelho). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

A contribuição do torque de joelho para o Torque Total de Suporte também não sofreu efeito do tipo de calçado durante o agachamento com 50% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 3,097$), 70% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 3,196$) ou 90% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 4,198$).

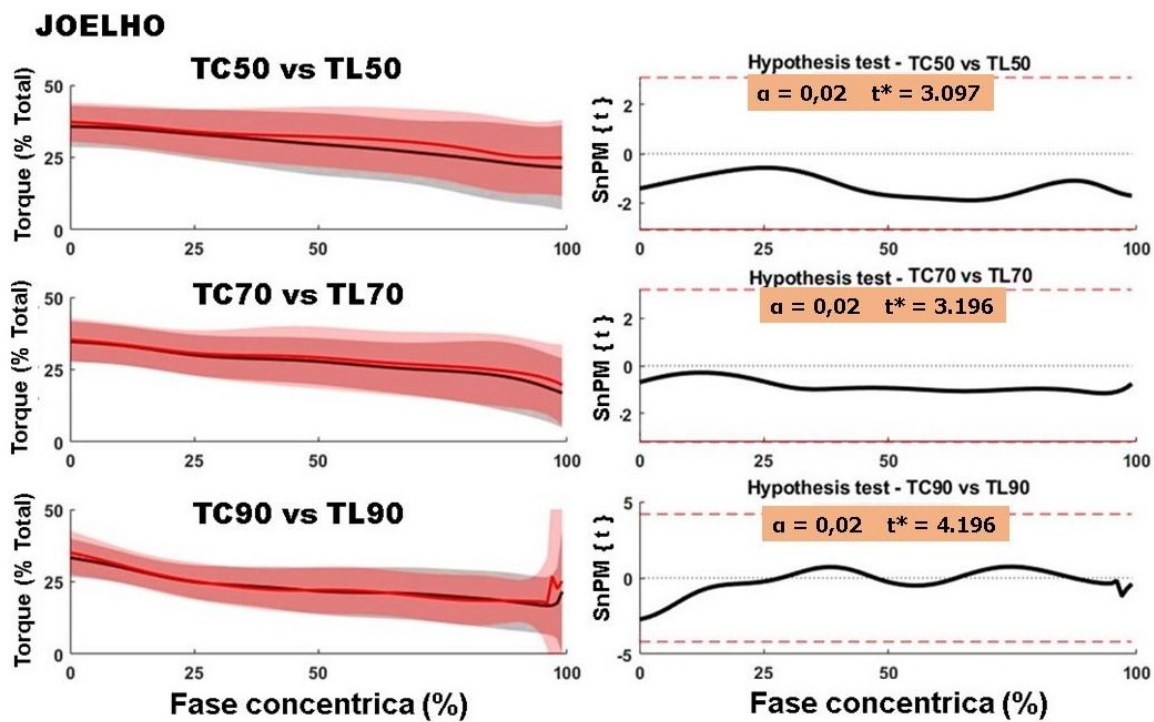


Figura 24 - Comparações aos pares do Torque de joelho (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com os dois tipos de calçado (Tênis Convencional em preto e Tênis *Lifter* em vermelho). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

Por fim, a contribuição do torque de tornozelo para o Torque Total de Suporte também não sofreu efeito do tipo de calçado durante o agachamento com 50% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 2,459$), 70% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 3,523$) ou 90% de 3RM ($p > 0,02$, $t^* = 3,400$).

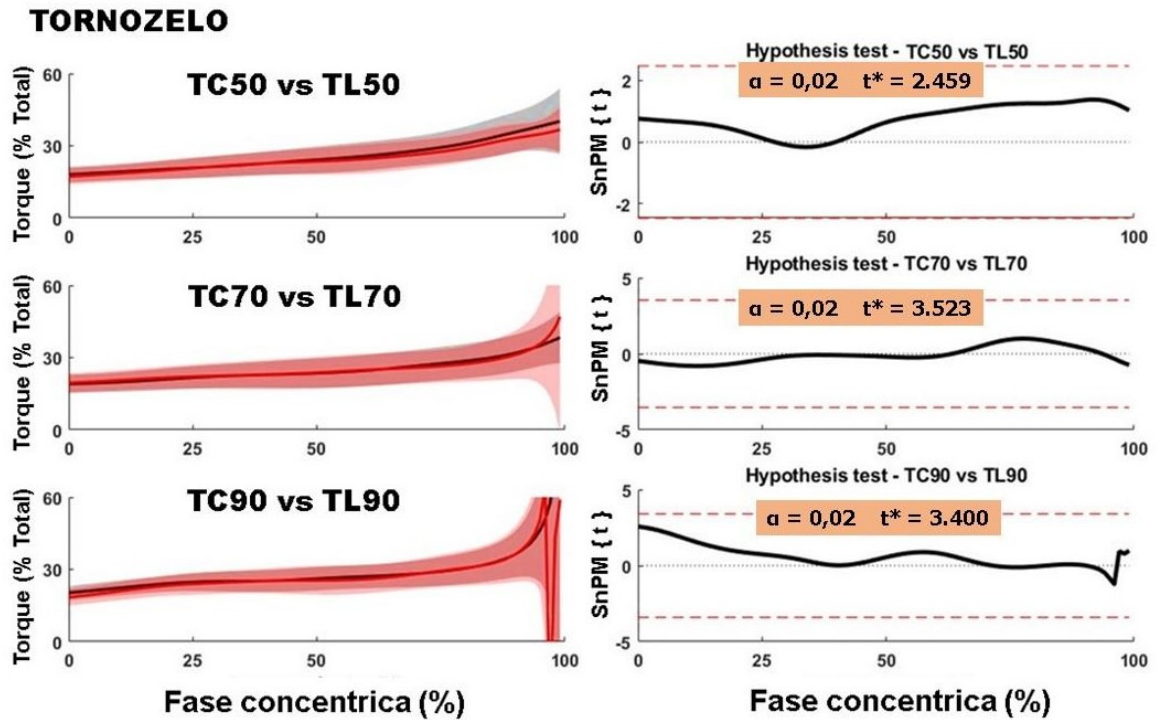


Figura 25 - Comparações aos pares do Torque de tornozelo (% do Torque Total de Suporte) durante o agachamento com os dois tipos de calçado (Tênis Convencional em preto e Tênis *Lifter* em vermelho). À esquerda é apresentada a magnitude da variável e, à direita, o efeito observado ao longo da fase concêntrica.

4.2.3 Ângulo de flexão de tronco

Todos os sujeitos deste estudo apresentaram o ângulo pico de flexão de tronco durante a fase concêntrica do agachamento. Ainda, observamos efeito da carga da barra no ângulo máximo de flexão de tronco, de forma que aumentar a carga resulta em maior inclinação, independentemente do tipo de calçado (Tabela 4). A Figura 26 demonstra a média do ângulo de tronco para 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis *Lifter* no pico de flexão de tronco.

Tabela 4 - Média e desvio padrão do ângulo de flexão de tronco no pico de flexão para agachamentos com o Tênis Convencional e Tênis *Lifter* nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM e a diferença entre 90% de 3RM e 50% de 3RM

Condição		50%3RM	70%3RM	90%3RM	$\Delta 90 - 50\%3RM$
Ângulo máximo de flexão do tronco	Tênis Convencional	$26 \pm 6^{\circ a}$	$28 \pm 6^{\circ b}$	$31 \pm 6^{\circ c}$	$5^{\circ} \pm 4^{\circ}$
	Tênis <i>Lifter</i>	$25 \pm 5^{\circ a}$	$27 \pm 5^{\circ b}$	$32 \pm 6^{\circ c}$	$7^{\circ} \pm 4^{\circ}$
$\Delta Lifter - Convencional$		-0.8 ± 3	-1.4 ± 2	0.4 ± 2	-----

RM = Repetição máxima. Letras iguais em identificam ausência de diferença entre as cargas

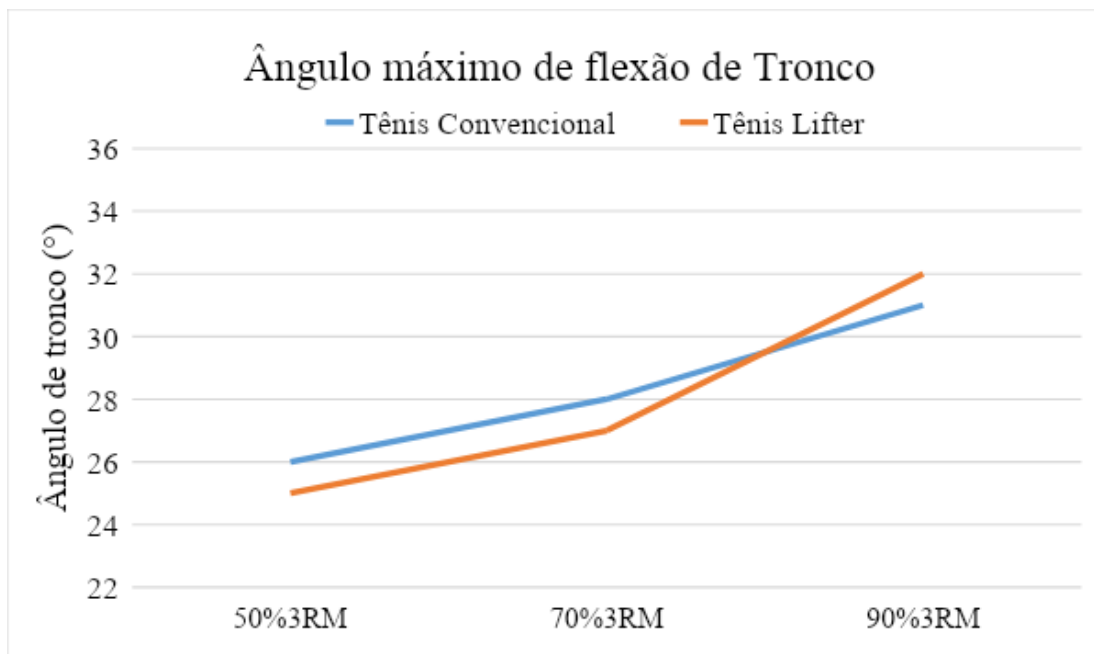


Figura 26 - Média do ângulo de tronco para 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis *Lifter* no pico de flexão de tronco.

Não houve interação entre as variáveis carga e tipo de calçado no Ângulo Máximo de Flexão de Tronco ($f = 3,105$, $p = 0,061$). Não houve interação das variáveis com sexo ($f = 1,280$, $p = 0,294$). Apesar disso, houve um efeito da carga da barra ($f = 40,947$, $p = 0 < 0,001$), indicando que quanto maior a carga, maior é a flexão de tronco. A carga de 90% de 3RM apresenta um Ângulo Máximo de Flexão de Tronco maior comparado à 50% de 3RM (diferença de 6° , $d = 1,072$, $p < 0,001$) e 70% de 3RM (diferença de 4° , $d = 0,739$, $p < 0,001$). Além disso, o Ângulo Máximo de Flexão de Tronco na carga de 70% de 3RM também é maior comparado à 50% de 3RM (diferença de 2° , $d = 0,334$, $p = 0,030$). Não houve efeito significativo do calçado no Ângulo Máximo de Flexão do Tronco ($f = 2,007$, $p = 0,177$).

O aumento do ângulo máximo de flexão de tronco com o aumento da carga de 50%3RM para 90%3RM, ($\Delta_{90-50\%3RM}$) foi de em média 5° para agachamentos com o Tênis Convencional e de em média 7° para o Tênis *Lifter* (Tabela 4), apresentando considerável variação entre os sujeitos (coeficiente de variação de 80% e 57% respectivamente). Na Figura 26 podemos observar uma correlação moderada entre $\Delta_{90-50\%3RM}$ do tronco e a respectiva mudança na contribuição do torque de quadril para o Torque Total de Suporte ($r = 0,586$, $p = 0,017$ com o Tênis Convencional, $r = 0,512$, $p = 0,042$ com o Tênis *Lifter*). Esses resultados apontam que o efeito da carga na contribuição do quadril para o Torque Total de Suporte é possivelmente mediado pelo ângulo de tronco.

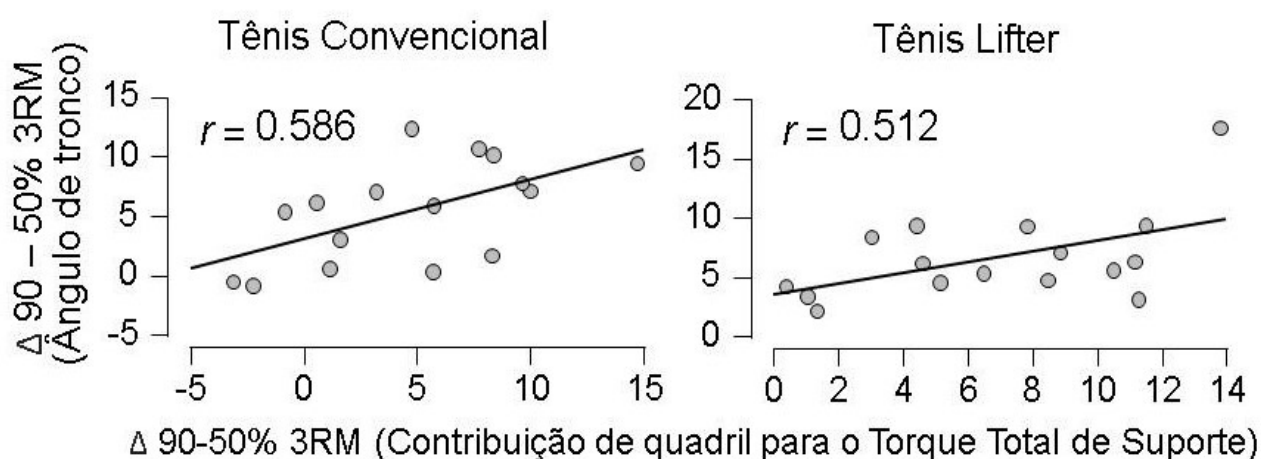


Figura 27 - Gráfico da correlação de Pearson para as variáveis variação do ângulo do tronco e diferença da contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte entre 50 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis *Lifter*. Intervalo de confiança 95%.

4.2.4 Discussão

A partir dos resultados do capítulo 2, observamos que durante a fase concêntrica houve um efeito significativo da carga da barra nas três articulações, tanto com Tênis Convencional quanto com *Lifter*. Observamos que aumentar a carga da barra acarretou em maior contribuição do quadril e tornozelo e em menor contribuição do joelho para o Torque Total de Suporte. Essas mudanças nas contribuições das articulações para o Torque Total de Suporte resultantes do aumento da carga na barra foram acompanhadas de um aumento do ângulo máximo de flexão tronco durante a fase concêntrica.

Esses resultados demonstram que a análise do instante onde o Torque Total de Suporte é máximo durante o agachamento não é suficiente para compreendermos os efeitos do aumento da carga na cinemática do tronco e das mudanças associadas na contribuição das articulações para o Torque Total de Suporte. Enquanto que a contribuição do torque de quadril para o Torque Total de Suporte máximo se mostrou constante entre as diferentes condições de carga estudadas, a contribuição ao longo da fase concêntrica sofreu alterações expressivas.

Esses resultados confirmam especulações anteriores realizadas por Hay et al. (1983) de modo que a ausência de aumento no torque de joelho com o aumento na carga da barra observado pelos autores parece de fato estar acompanhada por um comportamento compensatório por parte do quadril.

Em nosso estudo, a diferença na contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte máximo entre 90 e 50% de 3RM foi significativamente e positivamente correlacionada com a variação no ângulo de tronco entre 90 e 50% de 3RM. Ou seja, conforme o ângulo de tronco aumentou, a diferença na contribuição de quadril também aumentou. Para ambos os tipos de calçado foi observada uma correlação moderada entre as variáveis, sugerindo que possivelmente o ângulo de flexão de tronco seja mediador do efeito da carga no quadril.

Curiosamente, e ao contrário da hipótese traçada nesse estudo, o efeito da carga na contribuição do torque de quadril durante o agachamento com o uso do Tênis Convencional foi menor em relação ao observado no agachamento com uso do Tênis *Lifter* (Figura 14). De acordo com a segunda hipótese traçada neste estudo, o uso do Tênis Convencional resultaria em um maior efeito da carga na articulação do quadril em relação ao Tênis *Lifter*. A hipótese se baseou nos achados da literatura que apontam para uma postura mais ereta do tronco com o uso do Tênis *Lifter*. Especulou-se que o uso do Tênis *Lifter* proporcionaria ao sujeito mais liberdade de movimento na articulação de tornozelo e, conseqüentemente, manteria o tronco em posição ereta. Assim, diminuiriam/ausentariam as compensações cinemáticas decorrentes do aumento da carga, resultando em uma contribuição constante do quadril para o Torque Total de Suporte frente ao aumento da carga. No entanto, para os dois tipos de calçado observamos que aumentar a carga resulta em maior contribuição de quadril, e que, para o Tênis *Lifter*, esse efeito da carga é maior comparado ao Tênis Convencional.

Na fase concêntrica do agachamento com barra não foi identificado um efeito do calçado na contribuição das articulações para o Torque Total de Suporte neste estudo. Ou seja, utilizar Tênis Convencional ou Tênis *Lifter* não influenciou de maneira significativa e sistemática a contribuição de quadril, joelho e tornozelo durante o agachamento com barra. Alguns estudos sugerem que o uso do Tênis *Lifter* proporciona ao sujeito posições de tronco mais eretas em comparação a outros tipos de calçado, possibilitando à articulação de joelho maior liberdade de participar do movimento, e de quadril, menor (FORTENBAUGH; SATO; HITT, 2010; SATO; FORTENBAUGH; HYDOCK, 2012). Os achados de Sato, Fortenbaugh & Hydock (2012) sugerem que, com 60% de 1RM de agachamento, sujeitos experientes apresentam diferenças no ângulo de tronco utilizando Tênis *Lifter* e tênis de corrida, sugerindo que o uso do Tênis *Lifter* proporciona aos sujeitos maior capacidade de manter o tronco em posição ereta. Nossos resultados, em contraste, apontam que o ângulo de flexão de tronco máximo não sofreu efeito do calçado. Corroborando com nossos achados, Legg et al. (2017) relataram que, com 75% da RM no agachamento, sujeitos experientes em treino com pesos não apresentaram diferença

significativa no ângulo de flexão de tronco comparando Tênis *Lifter* e tênis atléticos. Os autores discutem que possivelmente o grupo de sujeitos, por serem experientes com o treinamento com cargas, foram capazes de manter um ângulo de tronco semelhante independente do calçado utilizado pois já possuem um padrão de movimento de tronco estabelecido sob a utilização de cargas relativamente altas. Nosso estudo utilizando cargas progressivas sugere que, em atletas de CrossFit, parece não haver efeito sistemático do calçado na contribuição das articulações para o Torque Total de Suporte e para o ângulo de tronco durante o agachamento.

No entanto, cabe ressaltar que o efeito da carga na contribuição do quadril durante o agachamento com Tênis *Lifter* demonstrou ser substancialmente maior do que para o Tênis Convencional (Figura 14), sugerindo uma potencial interação entre os efeitos da carga e do calçado. Embora não tenhamos identificado uma diferença sistemática entre os calçados, é possível ao menos para alguns participantes, o efeito do calçado em cargas baixas tenha sido inverso ao efeito do calçado em cargas altas. Na Figura 27, está plotada a mediana da contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte durante o pico de flexão de tronco (fase concêntrica) com 50, 70 e 90% de 3RM para os dois tipos de calçado. É evidente que, com o aumento da carga, há um aumento na contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte, como vimos anteriormente ao longo do capítulo. No entanto, aparentemente a eventual diminuição da contribuição de quadril com o uso do tênis *Lifter* em relação ao Convencional pode se dar somente nas cargas mais leves (50 e 70% de 3RM). Quando observamos a mediana da contribuição do quadril na condição de carga de 90% de 3RM, há um cruzamento, ou seja, o uso do Tênis *Lifter* passa a demandar mais da articulação de quadril em comparação ao Tênis Convencional. Estudos futuros, considerando a variabilidade entre os sujeitos, possivelmente decorrente de diferentes atributos como a amplitude de movimento de tornozelo disponível, podem melhor elucidar uma possível dependência do efeito do calçado na carga utilizado durante o agachamento em atletas de CrossFit.

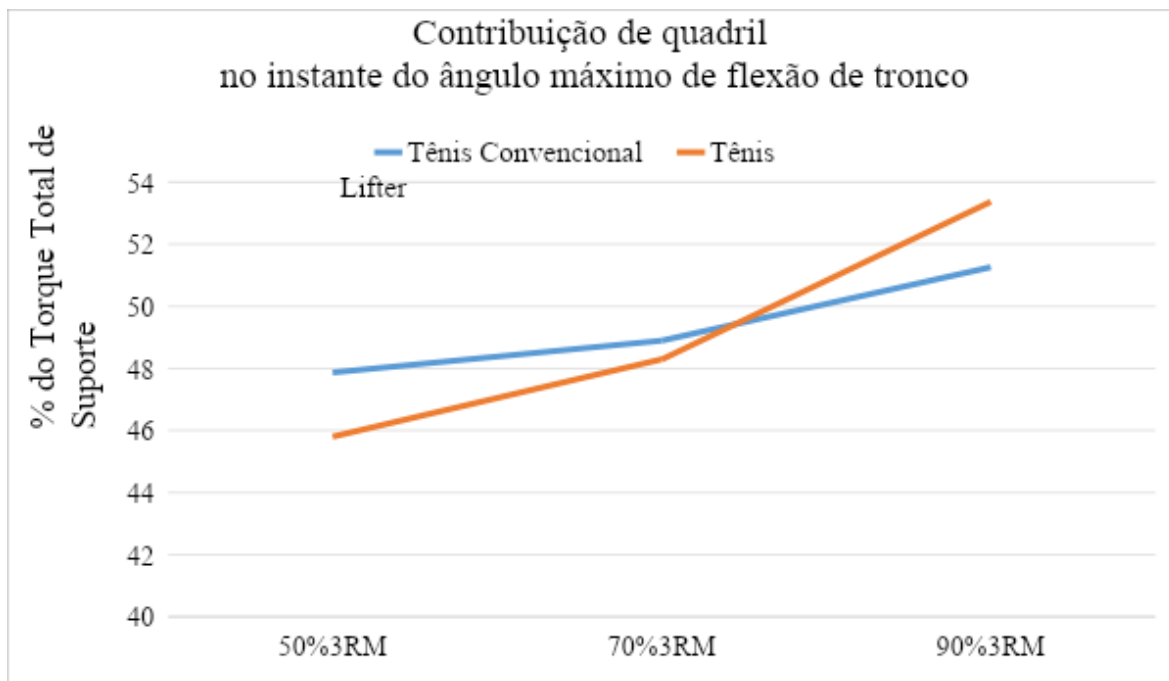


Figura 28- Média da contribuição (em % do Torque Total de Suporte máximo) de quadril durante o pico de flexão de tronco com Tênis Convencional e Tênis *Lifter* nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM.

O maior efeito da carga com o uso do Tênis *Lifter* parece sugerir que os determinantes da cinemática do movimento (e da conseqüente distribuição do torque total de suporte entre as articulações) são diferentes entre agachamentos realizados com cargas mais leves e agachamentos realizados com cargas mais pesadas. Na carga mais leve, é possível que o Tênis *Lifter* possa ter de fato proporcionado a alguns sujeitos maior liberdade de manter o tronco em posição ereta (Figura 26), como é esperado com seu uso principalmente em indivíduos com restrição de amplitude de movimento de dorsiflexão (FORTENBAUGH; SATO; HITT, 2010; SATO; FORTENBAUGH; HYDOCK, 2012). No entanto, na carga mais pesada, outros fatores que não apenas o aumento da amplitude de dorsiflexão proporcionado pelo Tênis *Lifter* passam a ser determinantes, como por exemplo a capacidade da musculatura extensora de joelho em realizar trabalho. Nas Figuras 29 e 30 são apresentados gráficos semelhantes ao ilustrado na Figura 28, porém para subgrupos de atletas baseados na amplitude de movimento da articulação do tornozelo (Figura 29) e na capacidade de produção de força dos extensores (Figura 30).

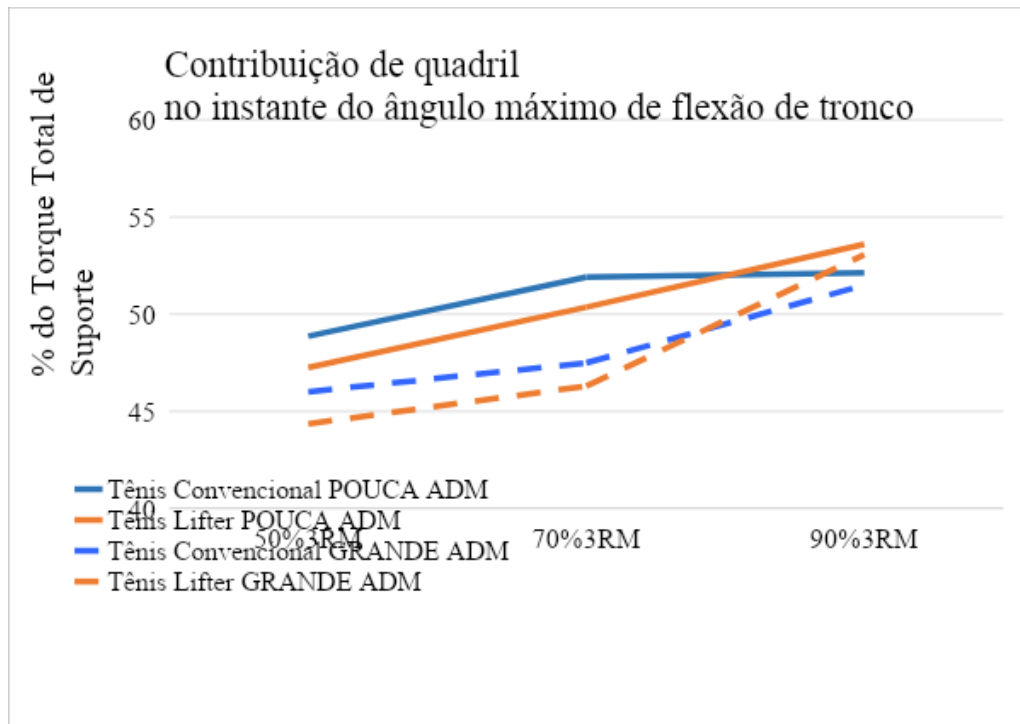


Figura 29 – Média da contribuição (em % do Torque Total de Suporte máximo) de quadril durante o pico de flexão de tronco com Tênis Convencional (dois grupos: sujeitos com pouca e grande ADM de tornozelo) e Tênis Lifter (dois grupos: sujeitos com pouca e grande ADM de tornozelo) nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM. TC = Tênis Convencional; TL = Tênis Lifter.

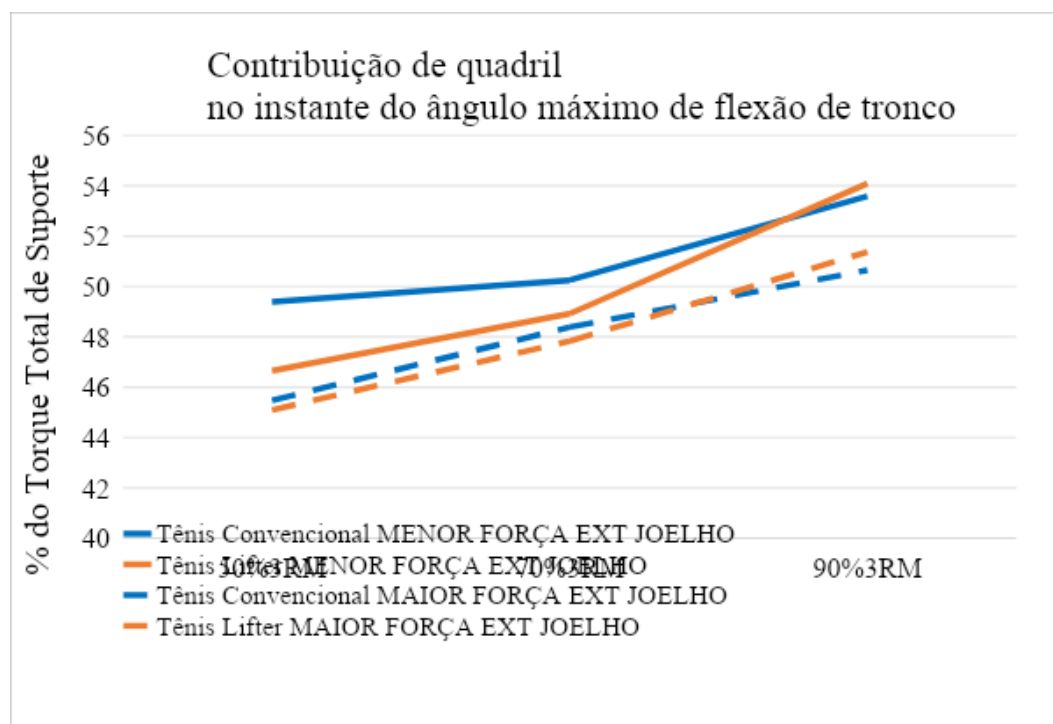


Figura 30 – Média da contribuição (em % do Torque Total de Suporte máximo) de quadril durante o pico de flexão de tronco com Tênis Convencional (dois grupos: sujeitos com menor e maior capacidade de produção de força de extensores de joelho) e Tênis Lifter (dois grupos: sujeitos com menor e maior capacidade de produção de força de extensores de joelho) nas cargas de 50, 70 e 90% de 3RM. TC = Tênis Convencional; TL = Tênis Lifter.

Para as análises da Figura 29 os sujeitos foram divididos em dois grupos de acordo com a média: oito sujeitos com menor amplitude de movimento de tornozelo e oito sujeitos com maior amplitude de movimento de tornozelo. Podemos observar inicialmente que, ao aumentar a carga, aumenta-se a contribuição de quadril. Sujeitos com menor amplitude de movimento de dorsiflexão de tornozelo tendem a apresentar maior contribuição de quadril quando comparados a sujeitos com maior grau de liberdade na articulação de tornozelo. No entanto, na carga mais alta (90% de 3RM) esse efeito parece diminuir comparado às cargas de 70 e 50% de 3RM, sugerindo que em cargas altas a amplitude de movimento do tornozelo possa não ser um fator tão determinante na contribuição do quadril, e que outros fatores também possam influenciar. Esses achados indicam que a contribuição de quadril durante o agachamento pode estar associada à amplitude de movimento de tornozelo do sujeito, mas não esclarecem ainda a possível interação entre os fatores carga, calçado e amplitude de movimento, sendo necessário estudos futuros direcionados à análise dessas interações.

Quando cargas mais elevadas são utilizadas no agachamento com barra, é possível que o efeito do calçado seja “anulado” pela limitação ou fraqueza dos músculos extensores de joelho, que possivelmente já estão trabalhando próximo a sua capacidade máxima de geração de força, e acabam distribuindo os torques para outros grupos musculares. Para as análises da Figura 30 os sujeitos foram divididos em dois grupos: oito sujeitos com menor capacidade de produção de força relativa dos extensores de joelho e oito sujeitos com maior capacidade de produção de força relativa dos extensores de joelho. Podemos observar que sujeitos com maior capacidade de produção de força parecem apresentar menor contribuição de quadril, independentemente da condição avaliada. Esses dados sugerem que a contribuição de quadril pode também estar associada à capacidade de produção de força relativa dos extensores de joelho durante o agachamento com barra.

A partir deste capítulo podemos concluir que durante a fase concêntrica há um efeito da carga na distribuição dos torques articulares independentemente do tipo de calçado, de forma que aumentar a carga acarreta em maior contribuição de quadril e menor de tornozelo e joelho. Esse aumento da contribuição de quadril, por sua vez, está associado a um aumento significativo no ângulo de flexão de tronco. Ainda, os resultados apontam que o efeito da carga na contribuição do quadril durante a fase concêntrica é maior para agachamentos realizados com o Tênis *Lifter* parece em relação ao Tênis Convencional. Essa possível interação entre o efeito da carga e do tipo de calçado parece ser influenciada pelas características individuais dos atletas testados, de modo que sujeitos com menor amplitude de movimento de tornozelo e menor força

de extensores de joelho apresentaram maior contribuição de quadril para o Torque Total de Suporte.

Existem algumas limitações nas investigações do presente capítulo. Como já mencionado no capítulo anterior, investigamos uma população de atletas de CrossFit a nível competitivo e nossos resultados podem não ser generalizáveis para outras condições, populações ou atletas de outras modalidades. Além disso, limitações inerentes ao uso da dinâmica inversa para análise dos torques também devem ser consideradas.

Os achados deste estudo são de grande importância para a prática, visto que as mudanças cinemáticas ocorridas pelo aumento da carga modificam a contribuição das articulações durante a fase concêntrica. É necessário levar em conta essas mudanças na manipulação de cargas durante a prescrição do agachamento. Os resultados aqui presentes podem fornecer um direcionamento para melhorar o ensino e o monitoramento do agachamento com barra em atletas de CrossFit, estabelecendo importantes diretrizes sobre o uso do calçado e a contribuição articular ao longo do movimento conforme a carga é elevada.

Estudos futuros que utilizem o *Statistical Parametric Mapping* para investigar o efeito da carga e do tipo de calçado durante outros movimentos presentes no CrossFit são necessários para que se permita melhor estabelecer uma progressão de carga dependendo do objetivo e avaliar criticamente a necessidade/benefícios do calçado durante a execução dos movimentos. Além disso, investigar estes efeitos e as possíveis variáveis que possam influenciá-los em outras populações/modalidades esportivas também é necessário em estudos posteriores.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados da nossa análise inicial, no instante de Torque Total de Suporte máximo, sugerem que o aumento da carga barra resulta em uma diminuição da contribuição de joelho, que, por sua vez, não é acompanhada de mudanças sistemáticas por parte do quadril, que manteve sua contribuição constante. Já durante a fase concêntrica, subsequente ao instante de Torque Total de Suporte máximo, aumentar a carga da barra implica em maior contribuição percentual de quadril e menor de joelho. Além disso, aumentar a carga da barra parece ter um efeito significativo no ângulo de flexão de tronco durante a fase concêntrica, de forma que quanto mais pesada, maior a inclinação à frente. Essa maior inclinação parece ter um papel mediador no efeito da carga no quadril. Nossos achados sugerem que o efeito da carga da barra no quadril é maior utilizando o Tênis *Lifter*.

6. REFERÊNCIAS

ADIDAS DO BRASIL LTDA. Treino Funcional - Calçados. Rebook Brasil, 2021. Disponível em: <https://www.reebok.com.br/treinofuncional-calçados>. Acesso em: 10/09/2021.

APKARIAN, Jacob; NAUMANN, Stephen; CAIRNS, Bonnie. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. **Journal of biomechanics**, v. 22, n. 2, p. 143-155, 1989.

BENNETT, Simon; DAVIDS, Keith. The manipulation of vision during the powerlift squat: Exploring the boundaries of the specificity of learning hypothesis. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 66, n. 3, p. 210-218, 1995.

BRYANTON, Megan A. et al. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 10, p. 2820-2828, 2012.

CARUNTU, Dumitru I.; GOMEZ JR, Ricardo. Human Knee Joint Inverse Dynamics Model for Walking and Moderate Squat Exercise. In: **ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition**. American Society of Mechanical Engineers, 2015.

CEJUDO, Antonio et al. A simplified version of the weight-bearing ankle lunge test: Description and test–retest reliability. **Manual therapy**, v. 19, n. 4, p. 355-359, 2014.

CLARK, Dave R.; LAMBERT, Mike I.; HUNTER, Angus M. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 4, p. 1169-1178, 2012.

CLARKSON, Hazel M. **Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength**. Lippincott Williams & Wilkins, 2000.

COMFORT, Paul; BULLOCK, Nathan; PEARSON, Stephen J. A comparison of maximal squat strength and 5-, 10-, and 20-meter sprint times, in athletes and recreationally trained men. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 4, p. 937-940, 2012.

CREWETHER, Blair T. et al. The acute potentiating effects of back squats on athlete performance. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 12, p. 3319-3325, 2011.

DA SILVA, Josinaldo J. et al. Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 31, n. 6, p. 1688-1693, 2017.

DE LEVA, Paolo. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. **Journal of biomechanics**, v. 29, n. 9, p. 1223-1230, 1996.

DRECHSLER, Arthur J. **The weightlifting encyclopedia: a guide to world class performance**. A is A communications, 1998.

ESCAMILLA, R. F.; LANDER, J. E.; GARHAMMER, J. Biomechanics of powerlifting and weightlifting exercises. **Exercise and Sport Science. Garrett, WE and Kirkendall, DT, eds. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins**, p. 585-615, 2000.

ESCAMILLA, RAFAEL F. et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, n. 9, p. 1552-1566, 2001.

ESCAMILLA, Rafael F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine & science in sports & exercise**, v. 33, n. 1, p. 127-141, 2001.

FAHS, Christopher A.; ROSSOW, Lindy M.; ZOURDOS, Michael C. Analysis of factors related to back squat concentric velocity. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 32, n. 9, p. 2435-2441, 2018.

FORTENBAUGH, Dave; SATO, Kimitake; HITT, J. The effects of weightlifting shoes on squat kinematics. In: **ISBS-Conference Proceedings Archive**. 2010.

FRY, Andrew C.; SMITH, J. Chadwick; SCHILLING, Brian K. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 17, n. 4, p. 629-633, 2003

FUGLSANG, Emil I.; TELLING, Anders S.; SORENSEN, Henrik. Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 31, n. 11, p. 3024-3033, 2017.

GARHAMMER, John. A Review of power output studies of olympic and powerlifting: methodology, performance. **J. Strength Cond. Res**, v. 7, p. 76-89, 1993.

GIL, A. C. Como elaborar projetos de pesquisa. São Paulo: Atlas, 1991.

GLASSBROOK, Daniel J. et al. A review of the biomechanical differences between the high-bar and low-bar back-squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 31, n. 9, p. 2618-2634, 2017.

GLASSMAN, Greg. What is crossfit. **The CrossFit Journal**, v. 56, p. 1-7, 2004.

GRACI, Valentina; VAN DILLEN, Linda R.; SALSICH, Gretchen B. Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. **Gait & posture**, v. 36, n. 3, p. 461-466, 2012.

GROOD, Edward S.; SUNTAY, Wilfredo J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. **Journal of biomechanical engineering**, v. 105, n. 2, p. 136-144, 1983.

HAY, ANDREWS, VAUGHAN, UEYA. Load, speed and equipment effects in strength-training exercises. 1983

HICKSON, Robert C.; HIDAKA, Karen; FOSTER, C. A. R. L. Skeletal muscle fiber type, resistance training, and strength-related performance. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 26, n. 5, p. 593-598, 1994.

HORTOBÁGYI, Tibor et al. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 58, n. 5, p. M453-M460, 2003.

IKEDA, Shinichi; TSUMURA, Hiroshi; TORISU, Takehiko. Age-related quadriceps-dominant muscle atrophy and incident radiographic knee osteoarthritis. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 10, n. 2, p. 121-126, 2005.

KELLIS, Eleftherios; ARAMBATZI, Fotini; PAPADOPOULOS, Christos. Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. **Journal of Sports Sciences**, v. 23, n. 10, p. 1045-1055, 2005.

KRISHNAN, Chandramouli; WILLIAMS, Glenn N. Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 29, n. 5, p. 633-640, 2011.

KRITZ, Matthew; CRONIN, John; HUME, Patria. The bodyweight squat: A movement screen for the squat pattern. **Strength & Conditioning Journal**, v. 31, n. 1, p. 76-85, 2009.

LANDER, JEFFREY E.; BATES, BARRY T.; DEVITA, P. A. U. L. Biomechanics of the squat exercise using a modified center of mass bar. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 18, n. 4, p. 469-478, 1986.

LEE, Szu-Ping et al. Heel-raised foot posture does not affect trunk and lower extremity biomechanics during a barbell back squat in recreational weight lifters. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 33, n. 3, p. 606-614, 2019.

LEGG, Hayley S. et al. The effect of weightlifting shoes on the kinetics and kinematics of the back squat. **Journal of sports sciences**, v. 35, n. 5, p. 508-515, 2017

MARFELL-JONES, Michael J.; STEWART, A. D.; DE RIDDER, J. H. **International standards for anthropometric assessment**. 2012.

MARTÍNEZ-GÓMEZ, Rafael et al. Full-squat as a determinant of performance in CrossFit. **International journal of sports medicine**, v. 40, n. 09, p. 592-596, 2019.

MCBRIDE, Jeffrey M. et al. Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. **International journal of sports physiology and performance**, v. 5, n. 2, p. 177-183, 2010.

MCBRIDE, Jeffrey M.; MCCAULLEY, Grant O.; CORMIE, Prue. Influence of preactivity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 22, n. 3, p. 750-757, 2008.

MCKEAN, Mark R.; DUNN, Peter K.; BURKETT, Brendan J. Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 6, p. 1671-1679, 2010.

MCKEAN, Mark; BURKETT, Brendan J. Does segment length influence the hip, knee and ankle coordination during the squat movement. **Journal of Fitness Research**, v. 1, n. 1, p. 23-30, 2012.

MERRITT, Travis J. et al. The effects of ankle appliances on lower body joint angles in the sagittal plane during the back squat. **J Undergraduate Kinesiol Res**, v. 10, p. 1-13, 2014.

NAGANO, Akinori; GERRITSEN, Karin GM. Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance—a computer simulation study. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 17, n. 2, p. 113-128, 2001.

NIEWIADOMSKI, Wiktor et al. Determination and prediction of one repetition maximum (1RM): Safety considerations. **J Hum Kinet**, v. 19, n. 1, p. 109-120, 2008.

PAINE, Jeffery; UPTGRAFT, James; WYLIE, Ryan. CrossFit study. **Command and General Staff College**, p. 1-34, 2010.

PANARIELLO, Robert A.; BACKUS, Sherry I.; PARKER, Johnny W. The effect of the squat exercise on anterior-posterior knee translation in professional football players. **The American journal of sports medicine**, v. 22, n. 6, p. 768-773, 1994.

PHAM, Richard D.; MACHEK, Steven B.; LORENZ, Kent A. Technical aspects and applications of the low-bar back squat. **Strength & Conditioning Journal**, v. 42, n. 3, p. 121-128, 2020.

REN, Lei; JONES, Richard K.; HOWARD, David. Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 12, p. 2750-2759, 2008.

RIBEIRO, Alex S. et al. A brief review on the effects of the squat exercise on lower-limb muscle hypertrophy. **Strength & Conditioning Journal**, 2022.

RIPPETOE, Mark; KILGORE, Lon. Starting strength: Basic barbell training. 2007.

SATO, Kimitake; FORTENBAUGH, Dave; HYDOCK, David S. Kinematic changes using weightlifting shoes on barbell back squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 1, p. 28-33, 2012.

SCHOENFELD, Brad J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 12, p. 3497-3506, 2010.

SCHWANBECK, Shane; CHILIBECK, Philip D.; BINSTED, Gordon. A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 23, n. 9, p. 2588-2591, 2009.

SIGNORILE, Joseph F. et al. Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 9, n. 3, p. 182-187, 1995.

STOPPANI, James. **Encyclopedia of muscle & strength**. Human Kinetics 1, 2006.

SWINTON, Paul A. et al. A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 7, p. 1805-1816, 2012.

VAN EIJDEN, T. M. G. J. et al. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. **Cells Tissues Organs**, v. 129, n. 4, p. 310-314, 1987.

VANDERBURGH, PAUL M.; DOOMAN, CLIFFORD. Considering body mass differences, who are the world's strongest women? **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, n. 1, p. 197-201, 2000.

VICON MOTION SYSTEMS LIMITED. Vicon Nexus Reference Guide, versão 2.15; Vicon Motion Systems Limited: Oxford, UK, 2023.

WALLACE, Brian J. et al. A comparison between back squat exercise and vertical jump kinematics: implications for determining anterior cruciate ligament injury risk. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 22, n. 4, p. 1249-1258, 2008.

WALSH, James C. et al. Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. **The American journal of sports medicine**, v. 35, n. 6, p. 927-932, 2007.

WEBER, Kurt R. et al. Acute effects of heavy-load squats on consecutive squat jump performance. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 22, n. 3, p. 726-730, 2008.

WHAT IS CROSSFIT? CrossFit. Disponível em: <https://www.crossfit.com/>. Acesso em: 10 de março de 2020.

WHITTING, John W. et al. Influence of footwear type on barbell back squat using 50, 70, and 90% of one repetition maximum: A biomechanical analysis. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 30, n. 4, p. 1085-1092, 2016.

WINTER, David A. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. **Journal of biomechanics**, v. 13, n. 11, p. 923-927, 1980.

WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & Sons, 2009.

WORKOUTS. CrossFit. Disponível em: <https://www.crossfit.com/>. Acesso em: 10 de março de 2020.

WRETENBERG, P. E. R.; FENG, Y.; ARBORELIUS, U. P. High-and low-bar squatting techniques during weight-training. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 28, n. 2, p. 218-224, 1996.

WRETENBERG, P. et al. Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 3, n. 4, p. 244-250, 1993.

7. APÊNDICES

7.1.1 Torque Bruto

Tabela 5 - Média e desvio padrão do Torque Bruto (em Newton) de quadril, joelho e tornozelo com 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis *Lifter* no instante de Torque Total de Suporte máximo.

Condição	Quadril			Joelho			Tornozelo			
	Fem	Masc	Todos	Fem	Masc	Todos	Fem	Masc	Todos	
50% de 3RM	Tênis Convencional	1938 ± 391	2398 ± 475	2168 ± 475	1718 ± 388	1716 ± 597	1717 ± 487	832 ± 226	855 ± 211	844 ± 212
	Tênis <i>Lifter</i>	1913 ± 264	2458 ± 437	2185 ± 448	1813 ± 334	1840 ± 549	1826 ± 439	833 ± 280	889 ± 215	861 ± 243
70% de 3RM	Tênis Convencional	2282 ± 335	2719 ± 478	2501 ± 458	1916 ± 418	1844 ± 556	1880 ± 476	975 ± 249	1029 ± 236	1002 ± 236
	Tênis <i>Lifter</i>	2252 ± 410	2846 ± 470	2549 ± 525	2016 ± 488	2000 ± 615	2008 ± 537	994 ± 333	1186 ± 328	1090 ± 334
90% de 3RM	Tênis Convencional	2726 ± 546	3131 ± 465	2929 ± 533	2170 ± 554	2174 ± 685	2172 ± 602	1241 ± 262	1287 ± 243	1264 ± 245
	Tênis <i>Lifter</i>	2639 ± 493	3263 ± 389	2951 ± 536	2229 ± 599	2318 ± 667	2274 ± 614	1106 ± 335	1244 ± 293	1175 ± 312

Fem = Feminino, Masc = Masculino, RM = Repetição máxima

Para a variável Torque Bruto, o tornozelo apresentou interação entre a carga da barra e o tipo de calçado ($f = 4,819$, $p = 0,015$), no entanto, não houve interação com sexo ($f = 0,413$, $p = 0,666$). Independentemente do sexo, com o Tênis Convencional, o Torque Bruto foi significativamente maior na condição de 90% de 3RM (1.264 N.m) quando comparado à de 70% de 3RM (1.002 N.m) (diferença de 262 N.m, $d = 0,981$, $p < 0,001$) e a de 50% de 3RM (843 N.m) (diferença de 421 N.m, $d = 1,573$, $p < 0,001$). Além disso, o Torque Bruto de tornozelo na condição de 70% de 3RM também foi significativamente maior comparado ao de 50% de 3RM (diferença de 159 N.m, $d = 0,592$, $p = 0,014$). Com o Tênis *Lifter*, o Torque Bruto na condição de 90% de 3RM (1174 N.m) foi significativamente maior comparado à 50% de 3RM (861 N.m) (diferença de 313 N.m, $d = 1,172$, $p < 0,001$). A condição de 70% de 3RM (1089 N.m) também foi maior que a de 50% de 3RM (diferença de 228 N.m, $d = 0,854$, $p < 0,001$). Não houve diferença significativa no Torque Bruto de tornozelo entre as cargas de 70 e

90% de 3RM com o Tênis *Lifter* ($d = 0,317$, $p = 0,988$). Não houve diferença significativa no Torque Bruto de tornozelo entre o uso do Tênis Convencional e do Tênis *Lifter* em 50% de 3RM (TC = 843 N.m e TL = 961 N.m) ($d = 0,066$, $p = 1$), 70% de 3RM (TC = 1002 N.m e TL = 1089 N.m) ($d = 0,328$, $p = 1$) e 90% de 3RM (TC = 1264 N.m e TL = 1174 N.m) ($d = 0,335$, $p = 1$).

No quadril não houve interação entre a carga da barra e o tipo de calçado para o Torque Bruto ($f = 0,157$, $p = 0,855$), e também com sexo ($f = 0,604$, $p = 0,551$). No entanto houve efeito da carga da barra ($f = 148,307$, $p < 0,001$) onde, independentemente do tipo de calçado, o Torque Bruto na condição de 50% de RM foi significativamente menor comparado a 70% de 3RM (diferença de 349 N.m, $d = 0,700$, $p < 0,001$) e 90% de 3RM (diferença de 764 N.m, $d = 1,535$, $p < 0,001$). Além disso, a condição de 70% de 3RM também é significativamente menor comparada a 90% de 3RM (diferença de 416 N.m, $d = 0,835$, $p < 0,001$).

Não houve interação entre o tipo de calçado e a carga da barra no Torque Bruto do joelho ($f = 0,086$, $p = 0,917$), e também com sexo ($f = 0,093$, $p = 0,912$). No entanto, houve um efeito da carga da barra ($f = 47,106$, $p < 0,001$) e do tipo de calçado ($f = 6,367$, $p = 0,023$). Independentemente do tipo de calçado, o Torque Bruto na condição de 50% de 3RM foi menor comparado à 70% de 3RM (diferença de 173 N.m, $d = 0,326$, $p = 0,003$) e 90% de 3RM (diferença de 452 N.m, $d = 0,852$, $p < 0,001$). O Torque Bruto na condição de 70% de 3RM também foi menor comparado à 90% de 3RM (diferença de 279 N.m, $d = 0,526$, $p < 0,001$). Em relação ao efeito do tipo de calçado, todas as condições de carga (50, 70 e 90% de 3RM) apontam que o Torque Bruto no joelho foi maior utilizando o Tênis *Lifter* comparado ao Tênis Convencional (diferença de 113 N.m, $d = 0,213$, $p = 0,023$).

7.1.2 Torque Normalizado

Tabela 6 - Média e desvio padrão do Torque Normalizado (N.m/kg.m) de quadril, joelho e tornozelo com 50, 70 e 90% de 3RM com Tênis Convencional e Tênis *Lifter* no instante de Torque Total de Suporte máximo.

Condição	Quadril			Joelho			Tornozelo			
	Fem	Masc	Todos	Fem	Masc	Todos	Fem	Masc	Todos	
50% de 3RM	Tênis Convencional	49 ± 11	52 ± 11	50 ± 11	43 ± 11	37 ± 12	40 ± 12	21 ± 7	18 ± 5	20 ± 6
	Tênis <i>Lifter</i>	48 ± 7	53 ± 10	50 ± 9	46 ± 10	39 ± 11	42 ± 11	21 ± 8	19 ± 5	20 ± 7
		57 ± 9						25 ± 7	22 ± 5	23 ± 6

70% de 3RM	Tênis Convencional	58 ± 12	58 ± 10	48 ± 12	39 ± 11	44 ± 12	25 ± 9	25 ± 7	25 ± 8	
	Tênis <i>Lifter</i>	57 ± 12	61 ± 10	59 ± 11	51 ± 15	43 ± 13				47 ± 14
90% de 3RM	Tênis Convencional	68 ± 14	67 ± 13	68 ± 13	55 ± 16	46 ± 14	51 ± 15	31 ± 8	28 ± 6	30 ± 7
	Tênis <i>Lifter</i>	66 ± 14	70 ± 10	68 ± 12	56 ± 17	49 ± 13	53 ± 15	28 ± 10	27 ± 7	28 ± 9

Fem = Feminino, Masc = Masculino, RM = Repetição máxima

No tornozelo, o Torque Normalizado apresentou interação entre a carga da barra e o tipo de calçado ($f = 4,409$, $p = 0,021$), no entanto não houve interação com sexo ($f = 0,340$, $p = 0,715$). Independentemente do sexo, com o Tênis Convencional, o Torque Normalizado foi significativamente menor na condição de 50% de 3RM (17.9 N.m/kg.m) comparado à 70% de 3RM (18.6 N.m/kg.m) (diferença de 4 N.m/kg.m, $d = 0,503$, $p = 0,023$) e 90% de 3RM (20.1 N.m/kg.m) (diferença de 10%, $d = 1,357$, $p < 0,001$). Além disso, o Torque normalizado na condição de 70% de 3RM também é significativamente menor comparado à 90% de 3RM (diferença de 7%, $d = 0,855$, $p = 0,001$). Com o Tênis *Lifter* o Torque Normalizado também foi menor na condição de 50% (17.6 N.m/kg.m) de 3RM comparado à 70% de 3RM (19.2 N.m/kg.m) (diferença de 7%, $d = 0,730$, $p < 0,001$) e 90% de 3RM (18.4 N.m/kg.m) (diferença de 8%, $d = 1.036$, $p < 0,001$), mas não houve diferença significativa entre 70% de 3RM e 90% de 3RM ($p = 0,699$). Ao comparar os dois tipos de calçado frente à mesma carga, não foram observadas diferenças significativas nas condições de 50% de 3RM (TC = 17.9 N.m/kg.m e TL = 17.6 N.m/kg.m) ($p = 1$), 70% de 3RM (TC = 18.6 N.m/kg.m e TL = 19.2 N.m/kg.m) ($p = 1$) e 90% de 3RM (TC = 20.1 N.m/kg.m e TL = 18.4 N.m/kg.m) ($p = 1$).

No joelho não foi observada interação entre a carga da barra e o tipo de calçado ($f = 0,129$, $p = 0,880$), e também não houve interação com sexo ($f = 0,074$, $p = 0,929$). Todavia foram observados efeitos tanto da carga da barra ($f = 43,697$, $p < 0,001$) quanto do tipo de calçado ($f = 6,691$, $p = 0,021$). Independentemente do tipo de calçado, o Torque Normalizado no joelho foi maior na condição de 50% de 3RM comparado às condições de 70% de 3RM (diferença de 5%, $d = 0,309$, $p = 0,003$) e 90% de 3RM (diferença de 11%, $d = 0.788$, $p < 0,001$). O Torque Normalizado na condição de 70% de 3RM também foi significativamente maior comparado à 90% de 3RM (diferença de 7%, $d = 0,479$, $p < 0,001$). Além disso, observou-se

que o Torque Normalizado utilizando o Tênis *Lifter* foi maior comparado ao Tênis Convencional para todas as cargas (diferença de 3%, $d = 0,195$, $p = 0,021$).

No quadril também não foi observada interação entre a carga da barra e o tipo de calçado ($f = 0,149$, $p = 0,862$), e não houve interação com sexo ($f = 0,464$, $p = 0,634$). No entanto, foi observado um efeito da carga da barra, onde o Torque Normalizado de quadril na condição de 90% de 3RM foi maior comparado à 50% de (diferença de 18%, $d = 1,609$, $p < 0,001$) e 70% de 3RM (diferença de 10%, $d = 0,879$, $p < 0,001$). Além disso, a condição de 70% de 3RM também foi maior comparada à 50% de 3RM (diferença de 9%, $d = 0,731$, $p < 0,001$).

8. ANEXOS

8.1 ANEXO A

FORMULÁRIO PARA COLETA DE DADOS MESTRADO DAIANI DE CAMPOS
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS

1. IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO

NOME:

DATA DE NASCIMENTO:

ENDEREÇO:

2. DADOS ANTROPOMÉTRICOS

ESTATURA (em cm):

MASSA (em kg):

AMPLITUDE DE MOVIMENTO MÁXIMA DE TORNOZELO (em graus):

3. INFORMAÇÕES SOBRE USO DO *LIFTER*

a) JA USOU?

SIM _____ NÃO _____

b) QUAL TÊNIS VOCÊ PREFERE PARA REALIZAR AGACHAMENTOS PESADOS (ACIMA DE 70% DA RM)?

LIFTER _____ TÊNIS DE CROSSFIT (Metcon/Nano/etc) _____

4. INFORMAÇÕES DA CARGA MÁXIMA DO SUJEITO (3RM BACK SQUAT)

(Primeira visita)

PRIMEIRA TENTATIVA VÁLIDA (Em kg): _____

SEGUNDA TENTATIVA VÁLIDA (Em kg): _____

TERCEIRA TENTATIVA VÁLIDA (Em kg): _____

VALOR 50% DE 3 RM:

VALOR 70% DE 3 RM:

VALOR 90% DE 3 RM:

5. DADOS FORÇA MÁXIMA CONCÊNTRICA DE EXTENSORES DE JOELHO – DINAMÔMETRO (Segunda Visita)

TENTATIVAS:

- 1.
- 2.
- 3.

8.2 ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto de Pesquisa: Agachamento com barra em atletas de treinamento funcional de alta intensidade: efeito da carga e do tipo de calçado nos torques articulares de membros inferiores

Pesquisador Responsável: **Daiani de Campos**

Local onde será realizada a pesquisa: **Universidade Federal de Santa Catarina**

Você está sendo convidado(a) a participar, como voluntário(a), da pesquisa acima especificada. Você foi selecionado pois é atleta e se enquadra nos critérios de inclusão do nosso estudo. Sua contribuição para essa pesquisa é importante, porém, você não deve participar contra a sua vontade.

Antes de decidir se você quer participar, é importante que você entenda por que esta pesquisa está sendo realizada, todos os procedimentos envolvidos e os possíveis benefícios, riscos e desconfortos decorrentes da sua participação. Esses serão explicados abaixo.

A qualquer momento, antes, durante e depois da pesquisa, você poderá solicitar maiores esclarecimentos, recusar-se a participar ou desistir de participar. Em todos esses casos você não será prejudicado, penalizado ou responsabilizado de nenhuma forma.

Em caso de dúvidas sobre a pesquisa, você poderá entrar em contato com a pesquisadora responsável, no telefone, celular (48) 99938-4655 e e-mail daianicampos2@hotmail.com. Este estudo foi analisado por um Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) que é um órgão que protege o bem-estar dos participantes de pesquisas. O CEP é responsável pela avaliação e

acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos, visando garantir a dignidade, os direitos, a segurança e o bem-estar dos participantes. Caso você tenha dúvidas e/ou perguntas sobre seus direitos como participante deste estudo ou se estiver insatisfeito com a maneira como o estudo está sendo conduzido, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Santa Catarina, situado no Prédio Reitoria II, rua Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401, Trindade, Florianópolis/SC, CEP 88.040-400. O telefone para contato é o (48) 3721-6094 e o email, cep.propesq@contato.ufsc.br. Os pesquisadores envolvidos neste estudo seguem o que rege a Resolução CNS 466/12, que assegura, através da lei, informações referentes aos direitos dos participantes das pesquisas científicas envolvendo seres humanos. Em caso de despesas comprovadamente decorrentes da pesquisa, o participante será ressarcido. Os pesquisadores estarão à disposição para lidar com os riscos e qualquer desconforto que venha a decorrer da pesquisa, dando a devida assistência durante a coleta dos dados e em toda a pesquisa.

Todas as informações coletadas neste estudo serão confidenciais (seu nome jamais será divulgado). Somente o pesquisador e/ou equipe de pesquisa terão conhecimento de sua identidade e nos comprometemos a mantê-la em sigilo. Após ser apresentado(a) e esclarecido(a) sobre as informações da pesquisa, no caso de aceitar fazer parte como voluntário(a), você deverá rubricar todas as páginas e assinar ao final deste documento elaborado em duas vias. Cada via também será rubricada em todas as páginas e assinada pelo pesquisador responsável, devendo uma via ficar com você, para que possa consultá-la sempre que desejar.

INFORMAÇÕES IMPORTANTES QUE VOCÊ PRECISA SABER SOBRE A PESQUISA

✓ Justificativa para realização da pesquisa: **o agachamento livre é um exercício amplamente utilizado na prática esportiva, tanto para melhorar performance em determinado esporte, quanto para diversos outros benefícios em praticantes de atividade física. Alguns fatores, no entanto, podem ser capazes de modificar a forma com que o indivíduo executa o agachamento, dando mais ou menos ênfase em determinados grupos musculares. Podemos citar, entre esses fatores, o tipo de calçado utilizado e a quantidade de carga colocada na barra. Mensurar a forma com que essas variáveis influenciam na execução do agachamento são hoje consideradas importantes, de forma que os profissionais e praticantes tenham cada vez mais domínio sobre a execução do agachamento.**

✓ Objetivos da pesquisa: **(a) verificar os efeitos da carga externa e do tipo de calçado nos torques articulares de quadril, joelho e tornozelo durante o agachamento com barra em atletas; (b) Verificar o efeito da carga da barra nos torques articulares de quadril, joelho e tornozelo durante agachamento com barra com tênis convencional de treinamento e com tênis *Lifter*; (c) Verificar o efeito do tênis *Lifter* (em relação ao convencional) em cargas baixas (50% de 3RM), médias (70% de 3RM) e altas (90% 3RM); (d) Verificar se há papel mediador do ângulo de flexão de tronco quanto ao efeito do calçado e da carga nos torques articulares e (e) Explorar possíveis papéis moderadores da capacidade de produção de força de extensão do joelho e da amplitude máxima passiva de movimento da articulação de tornozelo no efeito do tênis *Lifter* (em relação ao convencional).**

✓ População da pesquisa: **atletas de treinamento funcional de alta intensidade. Os efeitos da carga externa e do tipo de calçado durante o agachamento livre serão avaliados em 16 indivíduos, sendo 8 homens e 8 mulheres maiores de 18 anos com, ao menos, um ano de experiência com a modalidade e com o agachamento livre.**

✓ **Procedimentos aos quais será submetido(a):** Será realizada uma visita ao local de coleta para essa pesquisa. A visita ocorrerá no Laboratório de Biomecânica da UFSC, Trindade, Florianópolis, localizado na Rua Deputado Antônio Edu Vieira – Pantanal. O

Laboratório se encontra no segundo piso do Bloco 5, e contém uma placa de identificação onde consta “LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA”. Os pesquisadores te encontrarão lá no dia e local combinados com você. Lá serão coletadas (1) a cinemática 3D e a FRS durante séries de agachamento com carga de 50, 70 e 90% de 3RM com tênis convencional e *Lifter* e (2) a capacidade de produzir força dos músculos extensores de joelho durante uma extensão concêntrica máxima no dinamômetro isocinético. Para a cinemática 3D, você realizará o agachamento com barra com cargas de 50, 70 e 90% de 3RM, iniciando com a carga mais leve (50%) e progredindo até a mais pesada (90%). As 3RM serão anteriormente verificadas durante a sua periodização de treino. Será realizada uma série de 3 repetições com cada percentual de carga. O protocolo será constituído de um total de 3 séries de 3 repetições. Esse protocolo será repetido para agachamentos com tênis convencional de CrossFit e agachamentos com tênis *Lifter*, sendo a ordem dos testes de calçado definida por sorteio. Para a análise da capacidade de produzir força dos músculos extensores de joelho durante uma extensão concêntrica máxima, você realizará um aquecimento composto por 15 contrações concêntricas para músculos extensores e flexores de joelho por toda a amplitude de movimento permitida pela articulação à uma velocidade de $120^{\circ}\cdot s^{-1}$, adotando-se de intensidade submáxima. Após aquecimento, será realizada uma familiarização com a extensão concêntrica máxima em uma amplitude de 90 graus. Será orientado que o sujeito aplique força máxima no braço do dinamômetro durante toda a excursão do movimento. Três repetições de extensão concêntrica máxima serão realizadas à uma velocidade de $60^{\circ}/s$, com um intervalo de 3 minutos entre elas.

✓ Riscos em participar da pesquisa: **há possibilidade de você se sentir cansado durante alguma avaliação, principalmente frente ao teste de 3RM. Além disso, devido a necessidade de uso de vestimenta específica (shorts) durante a avaliação, há a possibilidade de você se sentir constrangido. No preenchimento do questionário, serão realizadas perguntas acerca da sua idade, massa corporal, altura e preferência de tênis para a prática expondo informações pessoais e acerca do seu dia a dia. Há, ainda, a possibilidade eventual de quebra de sigilo, involuntária e não intencional, acerca dos dados coletados com consequências possíveis a vida pessoal e profissional dos participantes. Para minimizar os riscos de quebra de sigilo, seus dados de identificação serão coletados através da utilização de códigos.**

✓ Benefícios em participar da pesquisa: **com o avanço do conhecimento científico acerca do agachamento, dados individuais acerca da mecânica do movimento e características pessoais são de extrema validade, principalmente para atletas de alta performance, onde os detalhes podem ser o diferencial para a evolução no movimento. As avaliações realizadas e orientações específicas em relação ao seu movimento, e ao uso dos calçados poderão ser fornecidas a você.**

✓ Privacidade e confidencialidade: **seus dados serão tratados de forma a garantir a privacidade e a confidencialidade, não serão divulgados e, quando publicados, não permitirão a sua identificação. Além disso, as perguntas presentes no formulário de coleta não são obrigadas a serem respondidas por você, ou seja, você têm o direito de não responder.**

✓ Acesso a resultados parciais ou finais da pesquisa: **você tem o direito, mediante solicitação, de ter acesso aos resultados da pesquisa e dos testes realizados;**

✓ Custos envolvidos pela participação da pesquisa: **a participação na pesquisa não envolve nenhum custo adicional a você, tampouco compensações financeiras. Sua participação nessa pesquisa não resultará em gastos adicionais para o SUS ou convênios de saúde.**

TODOS os materiais utilizados (tênis, barras, anilhas, etc) serão disponibilizados pelos pesquisadores, não havendo qualquer custo para o participante.

✓ Danos e indenizações: Se ocorrer qualquer problema ou dano pessoal durante ou após os procedimentos aos quais o Sr. (Sra.) será submetido(a), lhe será garantido o direito a tratamento imediato e gratuito pelo pesquisador, não excluindo a possibilidade de indenização determinada por lei, se o dano for decorrente da pesquisa.

Consentimento do participante

Eu, abaixo assinado, declaro que concordo em participar desse estudo como voluntário(a) de pesquisa. Fui devidamente informado(a) e esclarecido(a) sobre o objetivo desta pesquisa, que li ou foram lidos para mim, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação e esclareci todas as minhas dúvidas. Foi-me garantido que eu posso me recusar a participar e retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto me cause qualquer prejuízo, penalidade ou responsabilidade. Autorizo a divulgação dos dados obtidos neste estudo mantendo em sigilo a minha identidade. Informo que recebi uma via deste documento com todas as páginas rubricadas e assinadas por mim e pelo Pesquisador Responsável.

Nome do(a) participante:

Assinatura:

Local e data:

Declaração do pesquisador

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimentos Livre e Esclarecido deste participante (ou representante legal) para a participação neste estudo. Declaro ainda que me comprometo a cumprir todos os termos aqui descritos.

Nome do Pesquisador:

Assinatura:

Local/data:

Nome do auxiliar de pesquisa/testemunha:

Assinatura:

Local/data:
