

**COMPARAÇÃO DO ÂNGULO DE TRABALHO DO TORNOZELO ENTRE MULHERES E HOMENS PRATICANTES DE CROSSFIT: ANÁLISE DO AGACHAMENTO TRADICIONAL**

Júlia Valério de Mendonça<sup>1</sup>, Davi Galvão de Melo<sup>1</sup>, Felipe Augusto da Cruz<sup>1</sup>  
Thainá Oliveira Gonçalves<sup>2</sup>, Marcelo Rodrigues da Cunha<sup>2,3</sup>, Giovanna Cavalcanti Banov<sup>3</sup>  
Maria Carolina Delforno<sup>3</sup>, Carlos Alberto de Moraes<sup>3</sup>, Tiago Negrão<sup>2,3</sup>, Amilton Iatecola<sup>3</sup>  
Eduardo José Caldeira<sup>3</sup>, Marcelo Conte<sup>1</sup>, Victor Augusto Ramos Fernandes<sup>2,3</sup>

**RESUMO**

**Objetivo:** analisar o agachamento tradicional no CrossFit e suas influências sobre as articulações do joelho e do tornozelo, comparando sua execução entre homens e mulheres. **Materiais e Métodos:** Foram estudados sete praticantes avançados na modalidade, os quais executaram três repetições do agachamento. Os movimentos foram filmados para a coleta de dados a respeito dos ângulos das articulações do joelho e do tornozelo nas fases inicial, média e final do movimento. A análise cinemática foi realizada com o software Kinovea®. **Resultados:** os homens apresentaram maior flexão dos joelhos e as mulheres, maior dorsiflexão no tornozelo. Mulheres possuem maior mobilidade na articulação do tornozelo em comparação aos homens, e indivíduos mais altos tendem a inclinar o tronco mais à frente e a flexionar mais os joelhos. **Conclusão:** diferenças de estatura individual e do comprimento dos membros inferiores ocasiona execuções diferentes entre os gêneros. Indivíduos que apresentam maior mobilidade do tornozelo, flexibilidade do quadril, força nos músculos extensores do joelho e menor rigidez muscular passiva dos flexores plantares possuem maior capacidade de profundidade no agachamento e menor inclinação do tronco para frente, tornando a execução do exercício mais segura e adequada.

**Palavras-chave:** Fenômenos biomecânicos. Articulação do Tornozelo. Exercício. Lesão musculoesquelética. Esporte.

- 1 - Escola Superior de Educação Física de Jundiaí-ESEF, Jundiaí-SP, Brasil.
- 2 - Centro Universitário Nossa Senhora do Patrocínio, Universidade Cruzeiro do Sul, Itu-SP, Brasil.
- 3 - Faculdade de Medicina de Jundiaí, Jundiaí-SP, Brasil.

**ABSTRACT**

**Comparison of ankle working angle between women and men practicing CrossFit: analysis of the traditional squat**

**Objective:** to analyze the traditional squat in CrossFit and its influences on the knee and ankle joints, comparing its execution between men and women. **Materials and Methods:** Seven advanced practitioners in the sport were studied, who performed three repetitions of the squat. The movements were filmed to collect data regarding the angles of the knee and ankle joints. The kinematic analysis was performed with the Kinovea® software. **Results:** men showed greater knee flexion and women, greater ankle dorsiflexion. Women have greater mobility in the ankle joint compared to men, and taller individuals tend to lean their torso forward and flex their knees more. **Conclusion:** differences in individual stature and the length of the lower limbs cause different executions between genders. Individuals who have greater ankle mobility, hip flexibility and strength in the knee extensor muscles have greater squat depth capacity and less forward trunk tilt, making the performance of the exercise safer and more appropriate.

**Key words:** Biomechanical phenomena. Ankle Joint. Exercise. Musculoskeletal injury. Sport.

E-mail dos autores:  
juliavalერიom@hotmail.com  
davi\_agm@hotmail.com  
personalfelipeac@hotmail.com  
marcelocunha@g.fmj.br  
gibanovv@gmail.com  
carol.delforno@gmail.com  
carlosmoraes@g.fmj.br  
tiagonandr@gmail.com  
iatecola@uol.com.br  
drdcaldeira@gmail.com  
marcelo.conte.prof@gmail.com  
dr.victoraugustofernandes@gmail.com

## INTRODUÇÃO

O agachamento é conhecido por ser um dos exercícios mais eficazes na melhora da força dos membros inferiores e do desempenho atlético, pois requer a interação coordenada e o fortalecimento de vários grupos musculares necessários para suportar movimentos atléticos explosivos, como saltos verticais e sprints, e movimentos derivados em diversas tarefas cotidianas, como levantar e carregar objetos pesados, o que relaciona esse exercício com a melhoria da qualidade de vida.

É um exercício de cadeia cinética fechada que se inicia na posição em pé, com os joelhos e quadris em posição anatômica e a coluna em posição ereta com preservação de suas curvas naturais. Em sua fase excêntrica o indivíduo deve flexionar os quadris, joelhos e realizar uma dorsiflexão dos tornozelos, usualmente até a articulação do quadril alcançar o nível abaixo do plano horizontal, com o ângulo da articulação tibiofemoral entre 35° e 45°, ou até a posição paralela ao solo, com ângulo de flexão do joelho próximo a 90°. Em sua fase concêntrica ocorre a extensão dos quadris, dos joelhos e flexão plantar dos tornozelos até que o sujeito retorne à posição inicial estendida original (Myer e colaboradores, 2014).

A posição horizontal da barra e o centro de gravidade sempre devem ser equilibrados sobre os pés e todas as articulações e segmentos devem estar coordenados a fim de manter a barra estabilizada na mesma posição durante todo o movimento, assim quando o tronco é inclinado para frente, o quadril deve ser flexionado para trás durante a fase excêntrica (Fuglsang, Telling e Sørensen, 2017).

Entende-se que durante o movimento do agachamento, o indivíduo que executa o gesto recruta músculos localizados em diferentes áreas do corpo. Desta forma, identifica-se que os três músculos isquiotibiais, sendo eles o bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso, são os flexores primários que atuam sobre o joelho, também responsáveis pela extensão do quadril (ação que envolve atividades do glúteo máximo), com fixação proximal no túber isquiático e fixação distal nos ossos da perna, sendo que o semimembranoso e semitendinoso se inserem respectivamente na face posterior do côndilo medial da tíbia, e na região superior da face medial da tíbia. O bíceps femoral segue para se

inserir na face lateral da cabeça da fíbula, sendo que neste local seu tendão de inserção é dividido pelo ligamento colateral fibular, importante ligamento extra-capsular da articulação do joelho (Moore, Dalley e Agur, 2014; Hall, 2016).

Os músculos acessórios da flexão do joelho são o grácil, o sartório, o poplíteo, o gastrocnêmio e o plantar (Moore, Dalley e Agur, 2014; Hall, 2016).

A extensão do joelho ocorre principalmente pela contração dos músculos do quadríceps femoral - reto femoral, vasto lateral, medial e intermédio. É importante ressaltar que os vastos medial e lateral, formando aponeuroses (os retináculos medial e lateral da patela), reforçam a cápsula articular do joelho até a fixação na margem anterior do platô tibial, assim, os retináculos atuam na manutenção do alinhamento da patela sobre a face articular patelar do fêmur (Moore, Dalley e Agur, 2014).

Os músculos eretores da espinha (iliocostal, espinal e longuíssimo), principais extensores da coluna vertebral, se originam na porção posterior da crista ilíaca e na face posterior do sacro, bem como dos ligamentos sacroilíacos e dos processos espinhosos das últimas vértebras lombares, da crista sacral mediana e do ligamento supra-espinal que liga os processos espinhosos das vértebras lombares e sacrais nessa região. O músculo iliocostal possui fixação distal nos ângulos das costelas inferiores e processos transversos das vértebras cervicais. O músculo espinal segue até os processos espinhosos das vértebras da região torácica superior e até a ligamento nuchal próximo ao crânio. O músculo longuíssimo se insere nas costelas entre os tubérculos e os ângulos dessas, nos processos transversos nas regiões torácica e cervical e no processo mastoide do osso temporal (Moore, Dalley e Agur, 2014).

Esses músculos são auxiliados pelos músculos abdominais (reto do abdome, oblíquos interno e externo, transversos do abdome e multífido) que irão atuar como fixadores durante o movimento, os eretores da espinha são recrutados por meio de ação muscular isométrica para a manutenção da postura ereta durante a execução do gesto (Myer e colaboradores, 2014; Moore, Dalley e Agur, 2014; Kuriki, Chaves e Alves, 2017).

O desempenho do agachamento requer força e mobilidade do quadril, joelho e tornozelo, uma vez que o exercício envolve a ação de várias articulações simultaneamente.

Por isso, compreender como a mobilidade e a força das articulações podem afetar a profundidade do agachamento auxilia na avaliação da função dos membros inferiores e estratégias de exercícios diretos para indivíduos com limitações no agachamento.

Dessa forma, variáveis individuais - como amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo e as razões de comprimento do segmento - influenciam a cinemática do agachamento, tal como fora evidenciado em diversos estudos que a antropometria e a amplitude de movimento estão entre as variáveis mais importantes na execução do agachamento (Fuglsang, Telling e Sørensen, 2017).

Endo, Miura e Sakamoto (2020) avaliaram a relação entre a profundidade máxima do agachamento e a amplitude de movimento e força das articulações do tornozelo, joelho e quadril. Observou-se que o ângulo da flexão do joelho fora relacionado com a amplitude de movimento na dorsiflexão do tornozelo, e o ângulo da flexão do quadril com a amplitude na flexão do joelho e na dorsiflexão do tornozelo.

Macrum e colaboradores (2012) demonstraram que a dorsiflexão limitada do tornozelo levou à diminuição do pico de flexão do joelho e ao aumento do ângulo valgo do joelho durante o agachamento. Assim, a dorsiflexão do tornozelo é um importante fator que determina a técnica e a amplitude de movimento no agachamento profundo.

Também pode-se observar como as diferentes técnicas do agachamento (como distâncias e ângulos de posicionamento dos pés, profundidade ou amplitude do quadril, velocidade e carga extra) levam a diferentes condições de carga, movimento e estabilidade, portanto, a diversas opiniões entre terapeutas, treinadores e especialistas sobre a execução mais eficaz do agachamento (Lorenzetti e colaboradores, 2018; Bengtsson, Berglund e Aasa, 2018).

Por exemplo, um estudo de List e colaboradores (2013) compararam a execução do agachamento irrestrito e restrito (em que os joelhos não ultrapassam a linha dos dedos dos pés). O agachamento irrestrito levou a uma maior amplitude no joelho e mudanças menores na curvatura da coluna em comparação ao agachamento restrito; essa execução, por sua vez, leva a menores tensões sobre a região lombar.

Uma distância excessivamente ampla entre os pés pode aumentar as forças compressivas patelofemoral e tibiofemoral, enquanto uma distância mais estreita aumenta as forças de cisalhamento como resultado da translação anterior do joelho, e uma execução em velocidade alta e descontrolada produz uma tensão excessiva e forças de cisalhamento nos ligamentos cruzados e colaterais do joelho, além de uma maior inclinação da coluna para frente - associada a um aumento de forças de cisalhamento e compressão lombar (Bengtsson, Berglund e Aasa, 2018).

No estudo realizado por Pallarés e colaboradores (2019), foram avaliadas as adaptações neuromusculares, a performance funcional e incidência de dores nos agachamentos completo, paralelo e parcial após 10 semanas. Os indivíduos que realizaram o agachamento completo apresentaram os melhores resultados de força e funcionalidade e a menor incidência de dores; as possíveis explicações são as cargas absolutas reduzidas e o maior envolvimento dos músculos isquiotibiais e do glúteo máximo durante o agachamento completo, fazendo com que a carga utilizada seja melhor distribuída entre as estruturas (Kipp, Kim e Wolf, 2020).

Assim, ao limitar o movimento do agachamento a 90° na articulação do joelho, a execução ocorre no maior índice de tensão retropatelar, enquanto no agachamento profundo, à medida que o ângulo de flexão é reduzido, a distribuição de carga e transferência de força é mais adequada (Hartmann, Wirth e Klusemann, 2013).

As técnicas do agachamento no CrossFit são similares às utilizadas no levantamento de peso olímpico.

Segundo Swinton e colaboradores (2012), os praticantes são usualmente instruídos a executar o agachamento com o máximo de amplitude, restringindo o deslocamento anterior do joelho (alguns atletas optam por não limitar este deslocamento) e mantendo uma posição quase vertical da canela, ao mesmo tempo utilizando uma postura relativamente ereta do tronco durante o exercício.

Para atingir essa postura, muitos levantadores de peso adotam uma distância ampla entre os pés e se concentram em mover os quadris posteriormente durante a fase de descida do movimento, assim a flexão do quadril e a dorsiflexão do tornozelo são maiores

em comparação à posição estreita entre os pés (Swinton e colaboradores, 2012).

No entanto, como mencionado, variáveis individuais como a mobilidade e a força nas articulações durante o exercício influenciam na sua execução e nas técnicas do agachamento; neste contexto, são poucos os estudos comparativos entre homens e mulheres no CrossFit que analisam a execução do agachamento, de acordo com as características de cada gênero.

Posto isso, o objetivo desta pesquisa foi analisar o agachamento tradicional (back squat) no CrossFit e suas influências sobre as articulações do joelho e do tornozelo, comparando sua execução entre homens e mulheres.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola Superior de Educação Física de Jundiaí (Jundiaí, São Paulo/Brasil), sob o parecer n. 4.045.924.

Foram selecionados sete praticantes experientes (quatro do sexo masculino e três do feminino, considerados avançados na modalidade e praticantes há mais de 2 anos).

A tabela 1, a seguir, apresenta a média e desvio-padrão das características dos voluntários.

**Tabela 1** - Média e Desvio-Padrão da idade e estatura dos voluntários.

Sexo	Característica	
	Idade (anos)	Estatura (cm)
Masculino		177 ± 2,5
Feminino		160 ± 1,7
Total	34 ± 9	

Todos os voluntários foram orientados quanto ao protocolo experimental e assinaram o termo de consentimento livre esclarecido, explicativo a respeito do estudo. Os participantes foram orientados que poderiam desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso trouxesse prejuízos físicos, psicológicos, sociais ou de qualquer ordem ao voluntário.

## Protocolo experimental

Os voluntários receberam marcações adesivas reflexivas nas regiões da crista ilíaca, área medial da patela, maléolo lateral da fíbula e região da tuberosidade do 5º metatarso, desta forma eles encontravam-se sem calçados. Em seguida executaram três repetições do movimento do agachamento, sendo orientados apenas a iniciar com o tronco e membros inferiores estendidos. Recomendou-se também que, para a validade da repetição (do movimento) o participante deveria executar a flexão da articulação do joelho até o máximo de sua amplitude, sem que a técnica fosse prejudicada.

Os movimentos foram filmados para a coleta de dados a respeito dos ângulos articulares das articulações do joelho e do tornozelo. A filmagem foi realizada em um

aparelho Xiaomi Redmi 10 com câmera de 48MP, posicionado nos planos frontal e sagital a 250cm de distância do indivíduo e 160cm de altura.

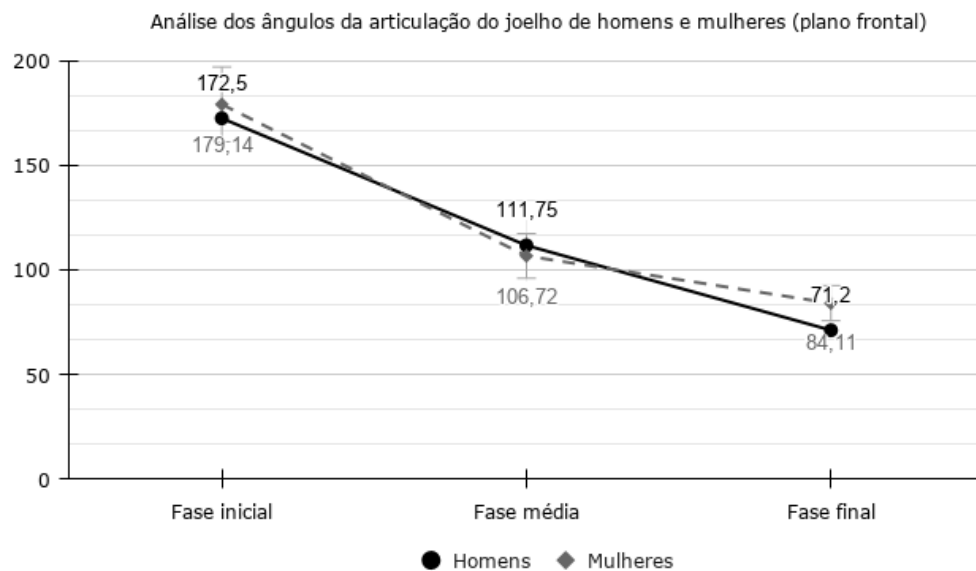
A carga foi padronizada em 50% do peso corporal de cada participante e o peso da barra utilizada pelos homens e mulheres foram 20 kg e 15 kg, respectivamente. A análise cinemática das imagens do exercício foi realizada com o software Kinovea® (modelo 0.8.15), utilizando a ferramenta “ângulos” sobre as articulações femorotibial, femoropatelar e talocrural.

Os valores dos ângulos da articulação do joelho e do tornozelo foram tabulados em software Microsoft excel (versão 2010) para o tratamento estatístico, foi utilizado o software BioStat (versão LE 6.9.10), aplicando o tratamento de medida central e análises descritivas dos dados. Foi dada preferência para os ângulos do início do gesto, fase média do movimento (com o ângulo da articulação do joelho próximo a 90°) e aos ângulos da fase final do movimento (amplitude máxima de flexão do joelho e tornozelo, sem retirar os calcanhares do solo e com alinhamento da coluna preservado).

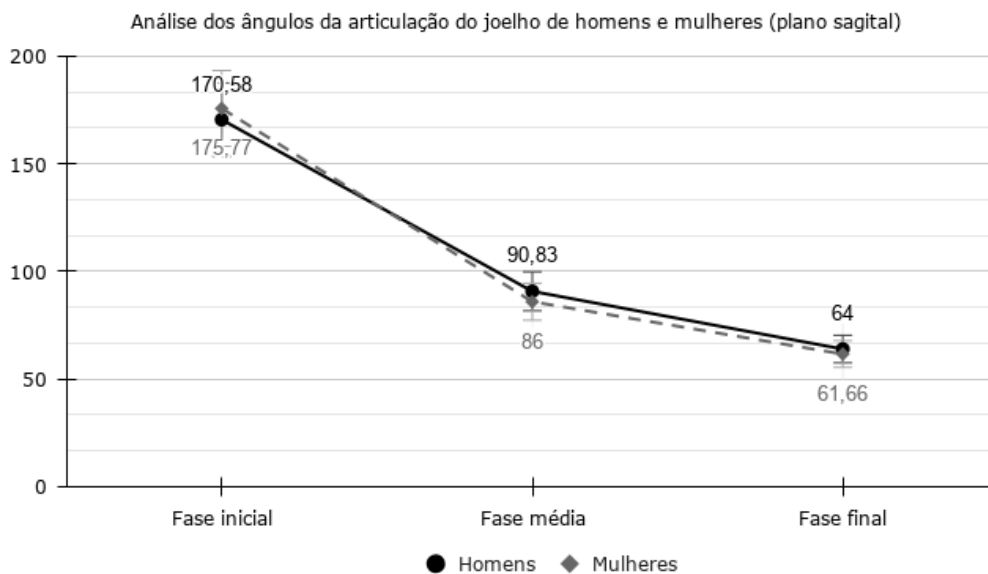
## RESULTADOS

Foram observadas diferenças significativas nos ângulos do joelho na fase final do movimento no plano frontal, em que os homens apresentaram uma flexão de 13° a

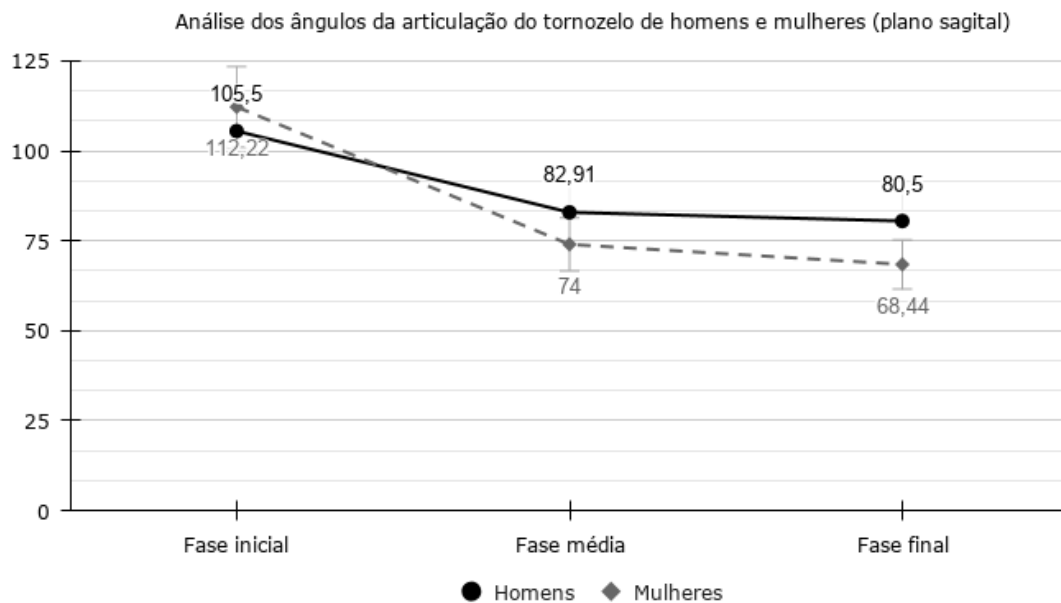
mais do que as mulheres (figura 1), e do tornozelo na fase final no plano sagital (figura 3), sendo que as mulheres tiveram uma dorsiflexão de 12° a mais do que os homens. Não houve diferenças significantes do ângulo do joelho no plano sagital (figura 2).



**Figura 1** - Análise da média angular da articulação do joelho (plano frontal) - de homens e mulheres durante as fases inicial, média e final; valores expressos em ângulos.



**Figura 2** - Análise da média angular da articulação do joelho (plano sagital) de homens e mulheres durante as fases inicial, média e final; valores expressos em ângulos.



**Figura 3** - Análise da média angular da articulação do tornozelo (plano sagital) de homens e mulheres durante as fases inicial, média e final; valores expressos em ângulos.

## DISCUSSÃO

No presente estudo foi analisado a execução do agachamento tradicional por praticantes de CrossFit, particularmente os valores angulares das articulações do joelho e do tornozelo, comparando o movimento entre homens e mulheres.

Como resultados, os homens apresentaram maior flexão dos joelhos e as mulheres, maior dorsiflexão no tornozelo, exibindo maior mobilidade na articulação em comparação aos homens.

Em vista disso, considerar a ativação muscular e os aspectos antropométricos integrantes de cada gênero neste exercício é fundamental para a compreensão de sua execução.

### Ativação muscular no agachamento

Considerando que na modalidade analisada na presente estudo o agachamento é um gesto usual e executado de modo a realizar o movimento com o máximo de amplitude possível, identifica-se uma grande ativação da musculatura que cruza e viabiliza o movimento de flexão e extensão, tanto no joelho como na articulação coxofemoral (Silva e colaboradores, 2017).

A literatura indica que há uma maior atividade no bíceps femoral na execução parcial poderia ser explicada pelo músculo atuar como um estabilizador da articulação do joelho e um dos músculos primários no movimento do quadril. O músculo reto femoral, em relação ao bíceps femoral, possui um maior braço de momento na extensão do joelho por conta de sua inserção na patela, auxilia na estabilização e na flexão do quadril, além de apresentar uma maior ativação durante a fase inicial (entre 20° e 90°) do que após 90°, na transição da fase média para a final (Silva e colaboradores, 2017; Moore, Dalley e Agur, 2014).

Ao investigar as atividades musculares comparando diferentes ângulos do joelho (agachamento profundo, paralelo e parcial) com 100% a 125% do peso corporal, Caterisano e colaboradores (2002) mediram as contribuições relativas do glúteo máximo, bíceps femoral, vasto medial e vasto lateral.

Durante a fase concêntrica o glúteo máximo fora maior no agachamento profundo (35,4%) comparado com o parcial (16,9%) e paralelo (28%) e o bíceps femoral, vasto médio e vasto lateral não mudaram; portanto, o glúteo máximo seria mais ativo na fase concêntrica conforme a profundidade do agachamento aumenta, contudo, a carga externa fora a



mesma nas três condições, afetando o tempo de tensão e o nível de ativação muscular.

Já em diferentes sobrecargas no agachamento (0%, 25%, 50% e 75% da massa corporal), com cargas mais altas há um aumento da produção de torque pelo glúteo e isquiotibiais no quadril, vastos no joelho e sóleo no tornozelo, sendo que o torque produzido pelos isquiotibiais é aproximadamente o dobro do glúteo máximo; a extensão da articulação do joelho ocorre principalmente devido à ativação muscular dos vastos e, apesar do reto femoral participar da extensão do joelho, sua contribuição é menor e não muda entre as sobrecargas (Kipp, Kim e Wolf, 2020).

Robertson, Wilson, St Pierre (2008) relataram que a ativação muscular do glúteo médio é reduzida na amplitude máxima do agachamento profundo; músculos biarticulares - bíceps femoral, semitendinoso e reto femoral - funcionam principalmente como estabilizadores das articulações do joelho e do quadril durante as fases concêntrica e excêntrica do exercício.

O sóleo é um músculo monoarticular e flexor plantar do tornozelo (independentemente da posição do joelho, enquanto o gastrocnêmio realiza a mesma ação apenas com o joelho estendido), responsável pela estabilidade do tornozelo.

Durante todo o tempo em que o pé permanece apoiado no solo, o sóleo se encontra em atividade contínua, tracionando a tíbia e a fíbula posteriormente e atuando como um músculo antigravitacional (visto que a linha de gravidade passa anteriormente ao eixo ósseo da perna), de modo a cooperar alternadamente (como antagonista) com os músculos dorsiflexores da perna para manter o equilíbrio. Formado principalmente por fibras musculares vermelhas - resistentes à fadiga, de contração lenta -, é um forte flexor plantar da articulação talocrural, capaz de manter a contração por um período mais prolongado, enquanto o gastrocnêmio possui predominância de fibras musculares brancas (contração rápida do tipo II) (Moore, Dalley e Agur, 2014).

Segundo Toutoungi e colaboradores (2000), o sóleo é mais ativo do que o gastrocnêmio em graus mais elevados de flexão do joelho, no entanto, em Silva e colaboradores (2017) foi observado uma ativação muscular reduzida no agachamento profundo em relação ao agachamento parcial, possivelmente pelo comprimento maior do

sóleo durante o exercício completo afetar a manutenção do equilíbrio.

### Comparativos antropométricos

Ao comparar a execução do agachamento entre homens e mulheres, deve-se levar em conta os aspectos antropométricos de cada gênero que influenciam o movimento como as articulações patelofemoral e tibiofemoral. A patela é um osso sesamóide com diversas funções mecânicas, como centralizar a tensão divergente dos músculos extensores de joelho - tensão transmitida ao tendão patelar - e aumentar a área de contato entre o tendão patelar e o fêmur, reduzindo o estresse por contato da articulação patelofemoral (Hall, 2016).

Quando o joelho é flexionado, o movimento da patela é afetado principalmente pela superfície articular e pelo comprimento do tendão patelar, ao ingressar na fossa intercondilar do fêmur (Hamill, Knutzen e Derrick, 2016).

Até 30° de flexão do joelho, a tíbia realiza rotação medial e a patela é deslocada até que haja contato entre seu polo inferior da patela e o sulco intercondilar (este contato é mais reduzido, justificando a maior frequência de luxações patelares nessa posição); entre 60° e 90° a região central da faceta posterior da patela é o principal ponto de contato com o fêmur (maior contato entre as duas superfícies articulares).

Além dos 90° de flexão, a patela é deslocada lateralmente sobre o côndilo lateral do fêmur até aproximadamente 135° (flexão máxima), quando ocorre contato da faceta ímpar e da faceta lateral da patela com o fêmur. Logo, conforme o indivíduo executa o agachamento, há um aumento contínuo da superfície articular retropatelar e as forças compressivas sobre a articulação são diminuídas (Hartmann, Wirth e Klusemann, 2013; Hamill, Knutzen e Derrick, 2016; Neumann, 2018).

Num estudo com cadáveres realizado por Csintalan e colaboradores (2002), mulheres possuíam 33% de áreas de contato a menos na articulação patelofemoral em comparação aos homens a 120° e 90° de flexão do joelho, embora a largura dos epicôndilos femorais fossem apenas 10% menores nas amostras femininas do que nas masculinas.

Foi demonstrado que o diâmetro da cabeça da tíbia é responsável pela largura e

altura da patela e pelas áreas de superfície de todo o joelho; para a patela, o fêmur e a tíbia dos homens, as áreas de superfície articular significativamente maiores são baseadas em parte em seu maior diâmetro tibial em relação às mulheres (Eckstein e colaboradores, 2001).

No platô tibial, a zona de deformação depende do ângulo da articulação e da carga compressiva; medições das áreas de contato articular dos meniscos confirmam declínios com o aumento da flexão.

No entanto, o aumento das cargas de compressão produz o alargamento da zona de contato articular até 90° de flexão.

Além disso, as zonas de deformação da cartilagem do platô da tíbia, determinadas com ressonância magnética a 60°, mostram ampliações contínuas com o aumento da flexão do joelho (no movimento afundo com o peso corporal) (Hartmann, Wirth e Klusemann, 2013).

Ao investigar o padrão de movimento com enfoque no tempo durante o agachamento paralelo nos ângulos máximos de quadril e joelho entre homens e mulheres, McKean, Dunn e Burkett (2010) observaram o movimento dos joelhos à frente dos dedos dos pés em 6,4 - 6,5 cm nos homens e 9,3 - 9,7 cm nas mulheres, diferença que poderia ser explicada pela maior altura corporal dos homens (167 vs. 179 cm).

Foi demonstrado que a altura e o comprimento da tíbia são responsáveis por 69% das variâncias explicadas em homens, sendo capazes de manter os calcanhares no chão enquanto realizam o agachamento paralelo. Esses fatores antropométricos influenciam a inclinação do tronco e, portanto, o movimento dos joelhos para a frente (Hartmann, Wirth e Klusemann, 2013).

McKean e Burkett (2012) examinaram como o comprimento e a proporção dos segmentos influenciam a coordenação do quadril, joelho e tornozelo durante o agachamento.

No estudo, homens mais altos apresentaram ângulos do quadril reduzidos por conta de uma inclinação anterior do tronco (para ajustar a postura no exercício, resultando num maior deslocamento posterior da articulação do quadril em relação ao ponto de equilíbrio) ou um agachamento mais profundo, em comparação com homens mais baixos; quanto maior a altura e o comprimento do tronco e dos membros inferiores, maiores serão

os valores dos ângulos máximos de flexão da articulação do joelho.

Concluindo, o padrão de amplitude de movimento no agachamento é diferente para cada gênero e possui correlações com o comprimento dos membros inferiores e tronco, sendo que homens e mulheres mais altos ou com tronco e segmentos mais longos alcançam, respectivamente, ângulos maiores de flexão do quadril (com inclinação frontal da coluna) e flexão do joelho, corroborando com os resultados do presente estudo, expressos nas figuras 1 e 2 (McKean, Dunn e Burkett, 2010; McKean e Burkett, 2012).

Outra variável importante na execução do agachamento é a flexibilidade na articulação do quadril. A flexão inadequada do quadril pode levar à flexão do tronco, o que leva a uma redução ainda maior do ângulo do quadril, conseqüentemente ao aumento da inclinação do tronco e da demanda pela ativação dos isquiotibiais e glúteos, em comparação ao agachamento em posição ereta (Fuglsang, Telling e Sørensen, 2017).

Por exemplo, atletas de powerlifting dispõem de maior flexibilidade nos músculos isquiotibiais, conseqüentemente maior mobilidade no quadril e no joelho permitindo uma postura mais ereta, o direcionamento correto dos joelhos e uma melhor centralização da carga, evitando sobrecarga nos discos intervertebrais (Gadomski, Ratamess e Cutrufello, 2018; Servo e colaboradores, 2020).

Além disso, um ângulo anterior reduzido do tornozelo levaria a uma posição mais ereta do tronco, assim os sujeitos que apresentam maior amplitude de dorsiflexão tendem a agachar com uma postura mais ereta (reduzindo as forças de cisalhamento sobre a coluna) e a mobilidade do tornozelo fora responsável por 45% da variância do ângulo do tronco neste estudo (Fuglsang, Telling e Sørensen, 2017).

Estes aspectos podem ocorrer tanto pela mobilidade do tornozelo reduzida quanto pela menor ativação dos extensores do joelho e flexibilidade do quadril, levando o tronco à frente (Fuglsang, Telling e Sørensen, 2017).

Portanto, para uma maior profundidade e menor inclinação do tronco no agachamento, o fortalecimento dos músculos extensores do joelho e exercícios de alongamento e mobilidade do quadril e do tornozelo são medidas preventivas interessantes para a melhora do desempenho neste exercício.



### Mobilidade do tornozelo

Uma vez que a capacidade de profundidade do agachamento varia entre os indivíduos, a amplitude máxima de dorsiflexão do complexo da articulação do tornozelo influencia diretamente no desempenho deste exercício, auxiliando também no suporte e no equilíbrio durante a execução.

Por exemplo, uma profundidade menor é observada quando a dorsiflexão é restrita em 12° na posição inicial do exercício, ou seja, uma maior amplitude de movimento no tornozelo permite maior flexão das articulações do quadril e do tornozelo na fase excêntrica; um menor grau de dorsiflexão também prejudicaria o posicionamento do centro de gravidade no agachamento (Gomes e colaboradores, 2020).

Outra observação é a maior demanda da inclinação do tronco e dorsiflexão do tornozelo quando a distância horizontal entre o joelho e o quadril é maior - na posição paralela ao solo -, sendo o melhor posicionamento para destacar as diferenças na mobilidade do tornozelo e na inclinação do tronco (Fuglsang, Telling e Sørensen, 2017; Dill e colaboradores, 2014).

Estudos anteriores observaram maior flexibilidade e maior amplitude de movimento em mulheres comparado com homens e que as mulheres possuem maior ângulo de dorsiflexão passivo (Grimston e colaboradores, 1993; Kawakami e colaboradores, 2003; Riemann e colaboradores, 2001).

Também foi relatado que a propriedade dinâmica dos tecidos do tendão afeta a diferença de gênero do ângulo de dorsiflexão passivo; Kubo, Kanehisa e Fukunaga (2003) explicam que, ao comparar as características dos tecidos tendinosos da cabeça medial do gastrocnêmio entre homens e mulheres, a rigidez e a histerese do tendão calcâneo das mulheres são significativamente menores do que as dos homens, no entanto, Gomes e colaboradores (2020) observaram que a resistência do tendão calcâneo não se correlaciona com a profundidade do agachamento, sugerindo que outros fatores estruturais e funcionais devem explicar a variação desta capacidade.

O fato de indivíduos do sexo feminino apresentarem maior deslocamento dos joelhos à frente dos dedos dos pés em comparação ao sexo masculino seria uma das possíveis explicações para a maior amplitude de dorsiflexão das mulheres durante o

agachamento, dependendo da altura total e do comprimento da tíbia dos indivíduos (McKean, Dunn e Burkett, 2010).

Já Myamoto e colaboradores (2018) investigaram se a rigidez muscular passiva, a tolerância ao alongamento do músculo e o ângulo de frouxidão muscular do tríceps sural (músculo sóleo e ambos os ventres do músculo gastrocnêmio) estão associados à variabilidade individual e à diferença sexual na amplitude de dorsiflexão.

Para os homens, a amplitude fora negativamente correlacionada à rigidez muscular passiva das cabeças medial e lateral do gastrocnêmio em estado tensionado, mas positivamente no estado afrouxado e com a tolerância ao alongamento muscular na cabeça medial do gastrocnêmio.

Para as mulheres, a amplitude de movimento fora apenas positivamente correlacionada com a tolerância ao alongamento muscular em todos os músculos, mas não com a rigidez muscular passiva.

Diferenças sexuais significativas foram observadas apenas para amplitude de dorsiflexão (mulheres apresentaram valores angulares significativamente maiores de dorsiflexão) e rigidez muscular passiva em estado tensionado.

Esses achados sugerem que os fatores musculares associados à amplitude são diferentes entre homens e mulheres, e que a diferença de sexo na amplitude de dorsiflexão pode ser atribuída em parte à rigidez muscular passiva dos flexores plantares - dentre eles o sóleo, gastrocnêmio e músculo plantar (Myamoto e colaboradores, 2018).

### Aplicações práticas

Diante das observações feitas no presente estudo, bem como da análise referenciada pela literatura, compreende-se que a prescrição do exercício agachamento nesta modalidade, CrossFit, poderá ser beneficiada pela observação atenta da estatura do praticante, uma vez que isso influencia o ângulo de flexão do quadril e joelho durante o movimento, sexo do praticante, pois há diferenças substanciais na articulação do tornozelo, e a relação entre carga e nível de experiência, conforme foi verificado na discussão esses componentes tendem a ser fatores decisivos para uma correta cinemática do movimento.

Dessa forma, aos profissionais que atuam com a prescrição de movimentos, como profissionais de Educação Física, Fisioterapeutas e Terapeutas Ocupacionais, recomenda-se a observação destes elementos durante a análise do agachamento realizado pelos pacientes em condições de treinamento e reabilitação.

## CONCLUSÃO

No presente estudo, praticantes de CrossFit do sexo masculino apresentaram maiores valores angulares de flexão do joelho em relação ao sexo feminino; em contrapartida, as mulheres mostraram maiores ângulos de dorsiflexão, ambos os resultados possivelmente associados às diferenças de altura corporal e comprimento dos membros inferiores, levando a execuções diferentes entre os gêneros.

Uma maior amplitude de dorsiflexão em homens é associada à tolerância ao alongamento dos músculos flexores plantares.

Concluindo, indivíduos providos de uma maior mobilidade do tornozelo, flexibilidade do quadril e força nos músculos extensores do joelho possuem maior capacidade de profundidade no agachamento e menor inclinação do tronco para frente, tornando a execução do exercício mais segura e adequada.

## AGRADECIMENTOS

Os autores do artigo agradecem à Escola Superior de Educação Física de Jundiá, à Faculdade de Medicina de Jundiá e ao Centro Universitário Nossa Senhora do Patrocínio pelo apoio e auxílio.

## REFERÊNCIAS

- 1-Bengtsson, V.; Berglund, L.; Aasa, U. Narrative review of injuries in powerlifting with special reference to their association to the squat, bench press and deadlift. *BMJ Open Sport & Exercise Med.* Vol. 4. 2018. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000382>
- 2-Caterisano, A.; Moss, R.F.; Pellingier, T.K.; Woodruff, K.; Lewis, V.C.; Booth, W.; Khadra, T. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J Strength Cond Res.* Vol. 16. 2002. p. 428-432.

[https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2002\)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2)

- 3-Csintalan, R.P.; Schulz, M.M.; Woo, J.; McMahon, P.J.; Lee, T.Q. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Rel Res.* Vol. 402. 2002. p. 260-269. <https://doi.org/10.1097/00003086-200209000-00026>

- 4-Dill, K.E.; Begalle, R.L.; Frank, B.S.; Zinder, S.M.; Padua, D.A. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *J Athl Train.* Vol. 49. 2014. p. 723-732. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.29>

- 5-Eckstein, F.; Reiser, M.; Englmeier, K-H.; Putz, R. In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging-from image to data, from data to theory. *Anat Embryol.* Vol. 203. 2001. p. 147-73. <https://doi.org/10.1007/s004290000154>

- 6-Endo, Y.; Miura, M.; Sakamoto, M. The relationship between the deep squat movement and the hip, knee and ankle range of motion and muscle strength. *J Phys Ther Sci.* Vol. 32. 2020. p. 391-394. <https://doi.org/10.1589/jpts.32.391>

- 7-Fuglsang, E.I.; Telling, A.S.; Sørensen, R.O. Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat. *J Strength Cond Res.* Vol. 31. Num. 11. 2017. p. 3024-3033. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001872>

- 8-Gadomski, S.J.; Ratamess, N.A.; Cutrufello, P.T. Range of Motion Adaptations in Powerlifters. *J Strength Cond Res.* Vol. 32. Num. 11. 2018. p. 3020-3028. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000284>

- 9-Gomes, J.; Neto, T.; Vaz, J.R.; Schoenfeld, B.J.; Freitas, S.R. Is there a relationship between back squat depth, ankle flexibility, and Achilles tendon stiffness?. *Sports Biomech.* 2020. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1690569>

- 10-Grimston, S.K.; Nigg, B.M.; Hanley, D.A.; Engsberg, J.R. Differences in ankle joint

complex range of motion as a function of age. Foot Ankle. Vol. 4. Num. 4. 1993. p. 215-222. <https://doi.org/10.1177/107110079301400407>

11-Hall, S.J. Biomecânica básica. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan. 2016.

12-Hamill, J.; Knutzen, K.M.; Derrick, T.R. Bases Biomecânicas do movimento humano. Manole. 2016.

13-Hartmann, H.; Wirth, K.; Klusemann, M. Analysis of the Load on the Knee Joint and Vertebral Column with Changes in Squatting Depth and Weight Load. Sports Med. Vol. 43. 2013. p. 993-1008. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0073-6>

14-Kawakami, Y.; Oda, T.; Kurihara, T.; Chino, K.; Nagayoshi, T.; Kanehisa, H.; Fukunaga, T.; Kuno, S. Musculoskeletal factors influencing ankle joint range of motion in the middle-aged and elderly individuals. Jpn J Phys Fitness Sports Med. Vol. 52. 2003. p. 149-156. [https://doi.org/10.7600/jspfsm1949.52.Supplement\\_149](https://doi.org/10.7600/jspfsm1949.52.Supplement_149)

15-Kipp, K.; Kim, H.; Wolf, W.I. Muscle-specific contributions to lower-extremity net joints moments while squatting with different external loads. J Strength Cond Res. 2020. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003874>

16-Kubo, K.; Kanehisa, H.; Fukunaga, T. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. Eur J Appl Physiol. Vol. 88. 2003. p. 520-526. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0744-8>

17-Kuriki, H.U.; Chaves, T.C.; Alves, M.C. A estabilização segmentar por meio do método Pilates no tratamento da dor lombar. In Associação Brasileira de Fisioterapia Traumatológica. Porto Alegre. Artmed Panamericana. 2017. p. 135-181.

18-List, R.; Gülay, T.; Stoop, M.; Lorenzetti, S. Kinematics of the trunk and the lower extremities during restricted and unrestricted squats. J Strength Cond Res. Vol. 27. Num. 6. 2013. p. 1529-1538. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182736034>

19-Lorenzetti, S.; Ostermann, M.; Zeidler, F.; Zimmer, P.; Jentsch, L.; List, R.; Taylor, W.R.; Schellenberg, F. How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. BMC Sports Science, Med and Rehabil. Vol. 10. 2018. p. 14.

20-Macrum, E.; Bell, D.R.; Boling, M.; Lewek, M.; Padua, D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. J Sport Rehabil. Vol. 21. 2012. p. 144-150. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.144>

21-McKean, M.R.; Burkett, B.J. Does segment length influence the hip, knee and ankle coordination during the squat movement?. J Fitness Res. Vol. 1. 2012. p. 23-30. <https://doi.org/>

22-McKean, M.R.; Dunn, P.K.; Burkett, B.J. Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. J Strength Cond Res. Vol. 24. 2010. p. 1671-9. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d8eb4e>

23-Moore, K.L.; Dalley, A.F.; Agur, A.M.R. Anatomia orientada para a clínica. Rio de Janeiro. Koogan. 2014.

24-Myamoto, N.; Hirata, K.; Miyamoto-Mikami, E.; Yasuda, O.; Kanehisa, H. Associations of passive muscle stiffness, muscle stretch tolerance, and muscle slack angle with range of motion: individual and sex differences. Scientific Reports. Vol. 8. 2018. p. 8274. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-26574-3>

25-Myer, G.D.; Kushner, A.M.; Brent, J.L.; Schoenfeld, B.J.; Hugentobler, J.; Lloyd, R.S.; Vermeil, A.; Chu, D.A.; Harbin, J.; McGill, S.M.. The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. Strength Cond J. Vol. 36. Num. 6. 2014. p. 4-27. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000103>

26-Neumann, D.A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação. Rio de Janeiro. Elsevier. 2018.

27-Pallarés, J.G.; Cava, A.M.; Courel-Ibáñez, J.; González-Badillo, J.J.; Morán-Navarro, R.

Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training. Eur J Sport Sci. Vol. 20. Num. 1. 2019. p. 115-124. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1612952>

28-Riemann, B.L.; DeMont, R.G.; Ryu, K.; Lephart, S.M. The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. J Athlete Training. Vol. 36. 2001. p. 369-377.

29-Robertson, D.G.E.; Wilson, J.M.J.; St Pierre, T.A. Lower extremity muscle functions during full squats. J Appl Biomech. Vol. 24. 2008. p. 333-339. <https://doi.org/10.1123/jab.24.4.333>

30-Servo, L.; Ribeiro, C.G.; Ferreira, T.B.; Ruaro, M.F.; Braghin, R.S.; Kreve, G.A.L. Efeito da flexibilidade nos níveis de força máxima dinâmica do exercício clean nos praticantes de crossfit. Braz J Hea Rev. Vol. 3. Num. 3. 2020. p. 5705-5714. <https://doi.org/10.34119/bjhrv3n3-138>

31-Silva, J.J.; Schoenfeld, B.J.; Marchetti, P.N.; Pecoraro, S.L.; Greve, J.M.D.; Marchetti, P.H. Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. J Strength Cond Res. Vol. 31. Num. 6. 2017. p. 1688-1693. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001713>

32-Swinton, P.A.; Lloyd, R.; Keogh, J.W.L.; Agouris, I.; Stewart, A.D. A Biomechanical Comparison of the Traditional Squat, Powerlifting Squat, and Box Squat. J Strength Cond Res. Vol. 26. 2012. p. 1805-16. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182577067>

33-Toutoungi, D.E.; Lu, T.W.; Leardini, A.; Catani, F.; O'Connor, J.J. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. Clin Biomech. Vol. 15. 2000. p. 176-187. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(99\)00063-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(99)00063-7)

Autor correspondente:  
Júlia Valério de Mendonça.  
juliavaleriom@hotmail.com  
Av. Benedito Castilho de Andrade, nº 1007.  
Bairro Eloy Chaves, Jundiaí-SP, Brasil.

Recebido para publicação em 20/12/2021  
Aceito em 06/03/2022