



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E FISIOTERAPIA



MARIANE DE SOUZA MALTA
QUEREN JUZI FERREIRA PACHECO

BIOMECÂNICA DO JOELHO DURANTE O EXERCÍCIO DE
AGACHAMENTO DINÂMICO: REVISÃO NARRATIVA

UBERLÂNDIA

2017

**BIOMECÂNICA DO JOELHO DURANTE O AGACHAMENTO DINÂMICO:
REVISÃO NARRATIVA**

Trabalho de conclusão de curso apresentado a Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da UFU, como requisito final para obtenção do título de Graduado em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionisio.

UBERLÂNDIA

2017

**BIOMECÂNICA DO JOELHO DURANTE O AGACHAMENTO DINÂMICO:
REVISÃO NARRATIVA**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da UFU, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Fisioterapia.

Aprovada em _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionisio (Orientador)

Prof. Dr. Jéssica Garcia Jorge

Prof. Dr. Matheus Gomes Garcia

Uberlândia

2017

Aos meus pais, irmãos, amigos e a toda minha família que, com muito carinho e apoio, não mediram esforços para que nós chegássemos até esta etapa de vida.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos, primeiramente, a Deus pela vida, pela sabedoria, por todas as nossas conquistas pessoais e profissionais, e por ter colocado em nosso caminho pessoas tão especiais, que não mediram esforços em nos ajudar durante a realização deste trabalho. A estas pessoas estorno aqui nossos sinceros agradecimentos.

A meu orientador, pelo suporte dado e pelas suas correções e incentivos.

Agradecemos as nossas mães, heroínas que nos deram apoio, incentivo nas horas difíceis, de desânimo e cansaço.

Aos nossos pais que apesar de todas as dificuldades nos fortaleceu e que para nós foi muito importante.

A todos os amigos, nossa segunda família, que fortaleceram os laços de igualdade, num ambiente fraterno e respeitoso! Jamais lhes esquecerei!

RESUMO

MALTA, Mariane; PACHECO, Queren. **Biomecânica do joelho durante o exercício de agachamento dinâmico: Revisão Narrativa**. Uberlândia, 2017. Trabalho de Conclusão de curso apresentado ao curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Palavras-chave: Cisalhamento Femoropatelar. Cisalhamento femorotibial. Agachamento.

ABSTRACT

Keywords: Femoropatellar shear; Tibiofemoral shear; Squat

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vista anterior das estruturas articulares do joelho

Figura 2 - Vista posterior das estruturas articulares do joelho

Figura 3 - Fluxograma dos músculos atuantes no agachamento

Figura 4 - Representação esquemática do agachamento livre com barra

Figura 5 - Representação esquemática do agachamento hack.

Figura 6 - Representação esquemática do agachamento unipodal

LISTA DE ABREVIATURAS

CCA - Cadeia Cinética Aberta

CCF - Cadeia Cinética Fechada

LCA - Ligamento Cruzado Anterior

LCP - Ligamento Cruzado Posterior

Sumário

1 INTRODUÇÃO.....	1
2 DESENVOLVIMENTO.....	3
2.1 MÉTODO	3
2.2. ANATOMIA DO JOELHO.....	3
2.3. ARTROLOGIA DO JOELHO.....	6
2.4 AGACHAMENTO	8
2.4.1 MÚSCULOS ATUANTES DURANTE O AGACHAMENTO.....	9
2.5 TIPOS DE AGACHAMENTO.....	10
2.5.1 AGACHAMENTO LIVRE.....	10
2.5.2 AGACHAMENTO HACK	11
2.5.3 AGACHAMENTO UNIPODAL	12
2.6 COMPORTAMENTO DAS ESTRUTURAS DURANTE O AGACHAMENTO.....	13
2.6.1 MÚSCULOS	13
2.6.2 LIGAMENTOS	14
2.6.3 ARTICULAÇÃO FÊMOROPATELAR.....	15
2.6.4 ARTICULAÇÃO FEMOROTIBIAL.....	16
2.6.5 MENISCOS.....	16
2.6.6 POSIÇÃO DO PÉ DURANTE O AGACHAMENTO	17
3 DISCUSSÃO	18
4 CONCLUSÃO.....	20
5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	21

1 INTRODUÇÃO

O exercício de agachamento tem sido muito utilizado nos últimos anos, tanto em treinamento de atletas como em programas de reabilitação. O mesmo favorece ganho para a funcionalidade da articulação do joelho, além de outras atividades biomecânicas associadas ao controle postural, como melhora da postura, onde demanda habilidade em dominar os movimentos do tronco, da pelve, quadril, joelho e tornozelo, permitindo o ganho de equilíbrio, controle motor e agilidade. (GUSMÃO, 2015).

O agachamento realizado de forma livre com pesos ou equipamentos específicos são eficientes para o fortalecimento muscular do membro inferior. Esse exercício executado de forma incorreta e ou excessiva, pode prejudicar o sistema musculoesquelético e as articulações (GUSMÃO, 2015).

O agachamento é um exercício em cadeia cinética fechada que tem como característica o aumento das forças de compressão articular, aumento do contato articular e, portanto, da estabilidade; diminuição das forças de cisalhamento; diminuição das forças de aceleração; forças de grande resistência; estimulação de proprioceptores e aumento da estabilidade dinâmica. Do ponto de vista biomecânico os exercícios de cadeia cinética fechada são mais seguros e produzem tensões e forças que não oferecem maiores riscos para as estruturas em recuperação do que os exercícios de cadeia cinética aberta. (PRENTICE & VOIGHT, 2003)

Durante os exercícios da cadeia cinética fechada ocorre a co-contração que é uma ativação conjunta dos músculos agonistas e antagonistas, ou deveria acontecer, durante os movimentos normais, a fim de proporcionar estabilização articular. A co-contração diminui as forças de cisalhamento que atuam sobre a articulação, protegendo assim as estruturas dos tecidos moles em recuperação (PRENTICE & VOIGHT, 2003).

Por ser um exercício que demanda todo o controle postural, é considerado completo e com várias formas de execução, amplamente utilizado no treinamento e reabilitação, se faz importante conhecer seus efeitos nas estruturas intra-articulares do joelho, além dos benefícios ao membro inferior.

No entanto, poucos estudos têm se dedicado a reunir informações de maneira objetiva durante os tipos mais comuns de agachamento, sendo eles o agachamento livre, agachamento unipodal e agachamento hack, associando a tensão, cisalhamento e carga combinada da articulação do joelho.

Os objetivos deste trabalho visa revisar a biomecânica do agachamento em relação às forças presentes na articulação do joelho e seus efeitos nas estruturas intra-articulares uma vez que essas informações são fundamentais, desde que o agachamento é uma forma de reabilitação, treinamento e condicionamento muscular.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 MÉTODO

Para o desenvolvimento da pesquisa e melhor compreensão do tema, esta revisão foi conduzida por meio de uma busca de dados e revisões de literatura com as seguintes etapas: seleção do tema, organização dos critérios de inclusão e exclusão de artigos, estudo e análise dos artigos selecionados na pesquisa, interpretação e discussão dos resultados obtidos e apresentação da revisão. A busca foi realizada nas bases de dados SCIELO, SPORTDiscus e PUBMED com palavras-chaves: squat, knee, anterior ligament, posterior ligament, cruciate ligament, patellofemoral, femorotibial com suas combinações nas línguas portuguesa e inglesa.

Quanto ao critério de inclusão foram selecionados estudos que continham dados sobre as forças da articulação do joelho, diferentes graus de flexão do joelho durante os diferentes tipos de agachamento já descritos, bem como as articulações envolvidas no movimento e artigos publicados nos referidos bancos de dados nos últimos vinte anos, para que nos permitisse utilizar pesquisas mais recentes, com exceção de 1 artigo publicado anterior aos vinte anos que foi utilizado para dar maior suporte ao tema. Além disso, esta revisão também se propôs a visitar a anatomia e artrologia do joelho, e para isso também se utilizou de livros especializados para suportar o tema.

Assim, foram utilizados 17 livros e 61 artigos científicos, mas apenas 31 artigos foram selecionados pelos critérios de inclusão previamente estabelecidos. O quadro representa as especificações de cada um dos artigos (anexo).

2.2. ANATOMIA DO JOELHO

A articulação do joelho é classificada como uma diartrose, também conhecida como uma articulação sinovial. É composta por três ossos: fêmur, patela e tíbia. São encontradas três articulações ósseas, a fêmoropatelar, femorotibial e tibiofibular. Possui quatro ligamentos, dois colaterais, sendo ligamento colateral medial e ligamento colateral lateral, e dois ligamentos cruzados, ligamento cruzado anterior e ligamento cruzado posterior. (NORDIN, FRANKEL, 2001).

A articulação fêmoropatelar é a comunicação entre a face articular da patela e a tróclea do fêmur. Ela é estabilizada por um conjunto de estruturas estáticas, como os ligamentos e pelas estruturas dinâmicas como os músculos da pata de ganso (grácil, sartório e semitendíneo), bíceps femoral, quadríceps e semimembranoso. A articulação femorotibial é a mais complexa do corpo humano, e é suportada por quatro ligamentos dois colaterais e dois cruzados, que são importantes na manutenção da posição da tíbia e do fêmur. A superfície articular do côndilo femoral medial é mais longa do que a superfície articular do côndilo lateral, o que torna menor o risco de bloqueio do joelho (FOSS et al, 2000).

O ligamento cruzado anterior se origina na porção pósterolateral do intercôndilo do fêmur e se insere na superfície anterior da tíbia (Figura 1). As fibras colágenas no interior do ligamento se entrelaçam e formam dois feixes denominados de anteromedial e o posterolateral que estão em diferentes graus de tensão conforme o grau de flexão do joelho. Com o joelho em extensão, as fibras paralelas; com o joelho em flexão as fibras anteriores cruzam sobre as fibras posteriores. (CASTRO, J. O. M. et al. 2003).

O ligamento cruzado posterior é mais espesso que o ligamento cruzado anterior e se origina da área intercondilar posterior da tíbia e se insere no côndilo femoral medial. Possui dois feixes, o feixe anterolateral que se insere na porção anterior da inserção femoral do LCP e na porção anterolateral da inserção tibial (Figura 1). O feixe pósteromedial se insere na área mais posterior da inserção femoral do ligamento e na região pósteromedial da inserção tibial. As fibras do feixe anterolateral são tensionadas com a flexão e relaxadas com a extensão do joelho; com o feixe pósteromedial ocorre o contrário. (FAUSTINO, 2003).

O ligamento colateral medial (Figura 1) é constituído por duas porções, a superficial e a profunda e proporciona a contenção primária contra o estresse e valgo ou de forças combinadas, no controle das forças de torções da rotação interna impostas ao joelho, este ligamento então suporta o joelho contra qualquer força em valgo e oferece alguma resistência para rotação interna e externa e localiza-se no côndilo medial do fêmur e no côndilo medial da tíbia. O ligamento colateral lateral (Figura 2) localiza-se no côndilo lateral do fêmur e na cabeça da fíbula, proporciona a contenção primária

contra o estresse em varo no controle das forças de torções da rotação externa impostos ao joelho. (HAMILL, 1999; ELLEMEMBECKER, 2002; NEUMANN, 2011).

O joelho possui também outra estrutura importantíssima os meniscos (Figura 1 e 2). Esses possuem papel fundamental na articulação do joelho, eles servem como amortecedores de choques e ajudam a distribuir o peso exercido sobre a articulação. São classificados basicamente em medial e lateral, são tecidos fibrocartilagosos que dão integridade estrutural ao joelho localizam-se entre as superfícies articulares opostas e estão ligados entre si e a cápsula articular. São formados predominantemente de colágeno tipo I. Os meniscos possuem o formato circunferencial, padrão este ideal para a absorção de cargas compressivas (KAEMPF, 2008).

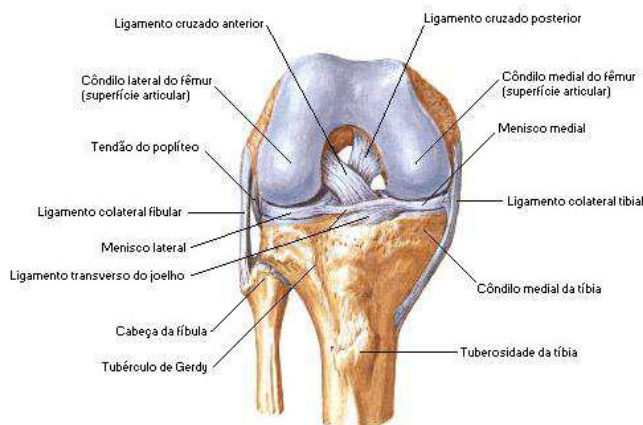


Figura 1 - Vista anterior das estruturas articulares do joelho

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

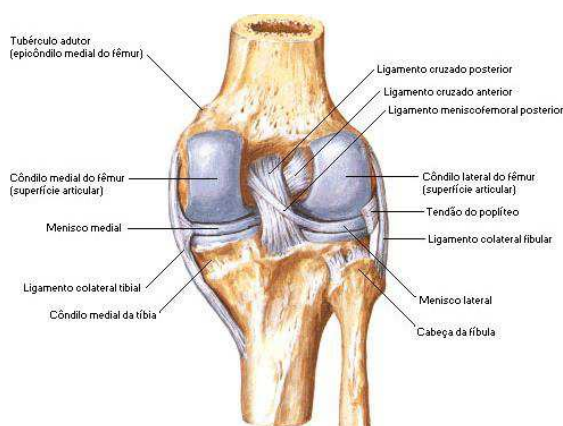


Figura 2 - Vista posterior das estruturas articulares do joelho

Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

2.3. ARTROLOGIA DO JOELHO

A articulação do joelho é um conjunto do membro inferior que oferece a estabilização e a mobilização em termos de funcionalidade, onde as articulações fêmoropatelar e femorotibial e tecidos moles promovem os movimentos fisiológicos no joelho, sendo estes movimentos flexão, extensão e uma pequena rotação. A flexão e extensão são movimentos que ocorrem no plano sagital, onde a tibia desliza anteriormente durante a extensão e posteriormente durante a flexão, seguindo a lei do côncavo e convexo. A tibia sendo uma superfície côncava estando fixa e o fêmur possuindo uma superfície convexa estando móvel o deslizamento acontece para o lado oposto do movimento. Se a tibia estiver móvel e o fêmur fixo o deslizamento é para o mesmo lado do movimento (HAMILL, 1999; KONIN, 2006).

A rotação ocorre no plano horizontal e somente quando o joelho esta flexionado, pois, quando a mesmo está estendido, os ligamentos e estruturas moles estão tensos e impedem o movimento. A rotação terminal, também conhecida como “mecanismo de encaixe de parafuso” é o movimento rotacional realizado entre a tibia e o fêmur nos últimos vinte graus de extensão para que ocorra o encaixe articular atingindo assim a congruência. Esse movimento é de rotação externa da tibia sobre o fêmur durante a extensão, e interna durante a flexão, sendo rotação interna do fêmur sobre a tibia na extensão e externa na flexão, quando em cadeia cinética fechada. (SMITH, 1997).

A articulação fêmoropatelar proporciona proteção óssea anterior ao fêmur, aumentando a eficiência dos músculos do quadríceps. A porção articular da patela constitui uma crista vertical que se encaixa no sulco femoral e a divide em faceta medial e lateral, onde cada faceta é subdividida em três facetas na parte lateral e quatro do lado medial. O ângulo do sulco normalmente deve estar 130°, 145°. Em torno de 10° de flexão do joelho a porção inferior da superfície articular da patela encaixa-se primeiro no sulco femoral, já com 45° de flexão do joelho é a porção media da superfície articular da patela que entra em contato com o sulco femoral, aos 90° é a porção superior que entra em contato com o sulco femoral, com 120° de flexão de joelho o tendão quadricipital exerce um contato com o sulco femoral, onde a superfície de contato do joelho em relação á patela e ao fêmur aumenta quanto maior for a flexão do joelho (FOSS et al, 2000).

Um dos fatores que favorece o desenvolvimento da disfunção fêmoropatelar é o mau alinhamento dessa articulação, onde esse alinhamento é mensurado através de um ângulo chamado Ângulo Q, o mesmo é formado pelo cruzamento de duas linhas imaginárias, a primeira formada da espinha ilíaca anterossuperior até o ponto médio patelar, e a segunda, da tuberosidade anterior da tíbia até o ponto médio patelar, sendo seu valor normal, em média, de 13° nos homens e 18° nas mulheres. O aumento desse ângulo gera um maior vetor em valgo, aumenta a tração lateral da patela, gerando o aumento da pressão na faceta lateral patelar, contribuindo assim para a disfunção fêmoropatelar. (TOMSICH et al, 1996; NISSEN et al., 1998; LIVINGSTON 1998; TUMIA 2002).

Na femorotibial durante a realização de uma atividade em cadeia cinética fechada o fêmur roda medialmente sobre a tíbia que permanece fixa. E em uma atividade em cadeia cinética aberta, a tíbia roda lateralmente sobre o fêmur que esta fixo (ELLEMBECKER, 2002). Existe uma força de cisalhamento anterior femorotibial que é resistida pelo cruzado anterior, enquanto uma força de cisalhamento posterior é resistida pelo ligamento cruzado posterior. A tensão do ligamento cruzado posterior aumento ao longo da flexão do joelho e nas fases de extensão do joelho durante o agachamento. (BEYNNON et al, 1995).

O ligamento cruzado posterior é responsável por, em média, 95% da resistência ao deslocamento posterior da tíbia a 30° e 90° de flexão do joelho. (PEREIRA, J. A. R. M, 2004).

Já o ligamento cruzado anterior é um restritor primário do joelho e sua principal função é impedir a translação anterior da tíbia em relação ao fêmur. Ele atua secundariamente na restrição da rotação tibial e em menor grau na angulação varo-valgo quando o joelho está estendido. (CASTRO, J. O. M. et al. 2003).

Lippert (2003) descreve que o ligamento colateral lateral protege a articulação de estresse de medial para lateral e o ligamento colateral medial confere estabilidade do estresse lateral para medial. Eles também se encontram tencionados na extensão do joelho e relaxados na flexão do joelho. Os ligamentos colaterais encontram-se relaxados em rotação interna da perna e tensos em rotação externa (CALAIS-GERMAIN, 1992).

2.4 AGACHAMENTO

O exercício de agachamento é definido como um exercício de cadeia cinética fechada, pois não deixam o membro livre para movimentação, ou seja, a extremidade distal é fixa (MOSER; MALUCELLI; BUENO, 2010).

O agachamento se inicia com o indivíduo em uma posição neutra chamada de fase ortostática onde as articulações dos joelhos e quadril estão em completa extensão, seguida pela fase excêntrica na qual se tem a flexão do quadril, flexão de joelho a 90° e dorsiflexão de tornozelo, esse deslocamento para baixo é composto por uma fase em aceleração e desaceleração do centro de gravidade, no momento da transição (isometria), a aceleração e a velocidade se anulam, antes de iniciar o deslocamento para cima, e ao final do movimento a fase concêntrica onde requer a extensão do quadril, extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo, voltando assim para a posição neutra. (ESCAMILLA, FLEISIG, LOWRY, BARRENTINE, & ANDREWS, 2001).

Escamilla et al, (2001) descrevem diversas maneiras práticas de agachamento conforme os graus de flexão do joelho (semi-flexão, meia-flexão), largura da postura (estreito ou largo), à posição da angulação do pé (se ele está em abdução, adução, eversão ou inversão) tipos de carga externa, sendo elas por barra ou manilhas, a disposição (agachamento livre, agachamento hack ou unipodal), e por fim na velocidade em que é feito o agachamento.

Ao realizar o agachamento de forma rápida necessita de maiores forças de desaceleração dos extensores do quadril e do quadríceps, sendo assim ocorre uma maior força de compressão e cisalhamento femorotibial comparado com o agachamento lento. (JOHNSON et al, 1992).

Segundo Catersiano (2002), o agachamento é classificado de acordo com o ângulo de flexão do joelho sendo parcial, quando o ângulo formado entre a tíbia e o fêmur é de 45°, o agachamento paralelo de 90° e o agachamento completo de 135°. Tal distinção justifica-se pelo fato que diferentes ângulos articulares de flexão de joelho resultam em diferentes níveis de atividade muscular em membros inferiores.

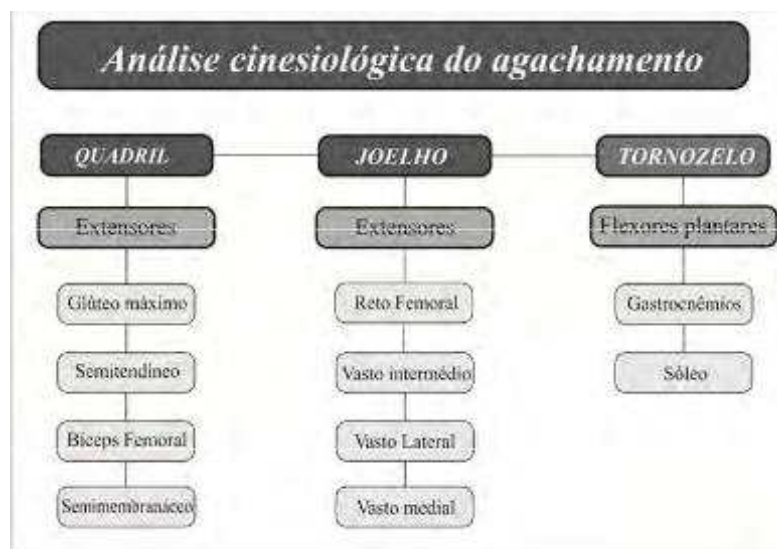
2.4.1 MÚSCULOS ATUANTES DURANTE O AGACHAMENTO

Para realizar o movimento do agachamento são solicitados os seguintes grupos musculares (Figura 3): grupo extensor do quadril, que é formado pelos músculos bíceps femoral, glúteo máximo, semitendíneo e semimembranoso; grupo extensor do joelho formado pelos músculos vasto lateral, vasto intermédio, vasto medial e reto femoral; e pelo grupo flexor plantar constituído pelos músculos gastrocnêmio (lateral e medial) e sóleo, onde o musculo tibial anterior também é utilizado.

O tibial anterior e o gastrocnêmio exercem uma co-contracção, que é evidenciada a meia-fase excêntrica, visto que a atividade do tibial anterior é superior á do gastrocnêmio em parte por causa de menor torque da articulação do tornozelo. (Reiser et al., 2014)

Para realizar o movimento de agachamento os músculos da perna são recrutados, no entanto os mais exigidos são os que participam da fase concêntrica do movimento (músculos extensores de quadril e músculos extensores de joelho). (SCHOENFELD, 2010; MARCHETTI, 2007; THOMPSON, 2002).

Figura 3: Fluxograma dos músculos atuantes no agachamento. Adaptado de Lima; Pinto. (2006).

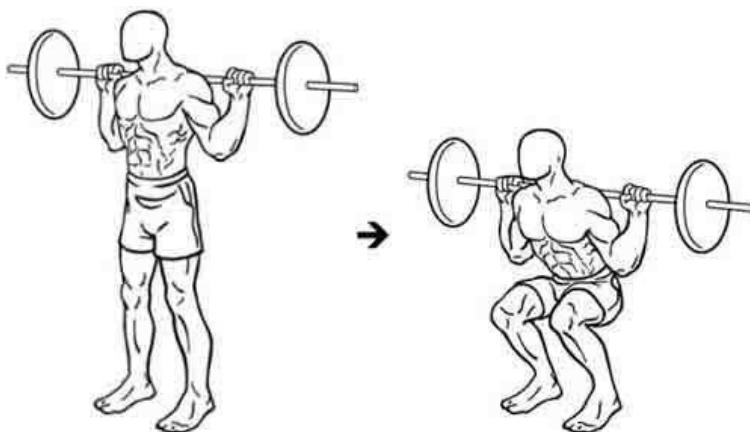


2.5 TIPOS DE AGACHAMENTO

2.5.1 AGACHAMENTO LIVRE

O agachamento livre é uma variação que pode ser executada com ou sem carga externa. Segundo Delavier (2000), Thompson e Floyd (2002) para a melhor realização do mesmo é recomendado estar com os pés sobre o chão distanciados na largura dos ombros, com ou sem a barra nas costas, posicionando-a atrás da cabeça, em cima dos músculos trapézio e deltoides, então se deve agarrá-la com as palmas das mãos voltadas para frente, a uma distância confortável e abduzir o ombro. O tronco deve permanecer ereto dando estabilidade à coluna tanto na subida quanto na descida do movimento; a coluna cervical faz uma extensão (descida) e flexão (subida) para que a cabeça se mantenha na horizontal durante todo o movimento.

Figura 4 - Representação esquemática do agachamento livre com barra



Fonte: www.santuariodomusculo.blogspot.com (2016).

2.5.2 AGACHAMENTO HACK

O agachamento Hack ou agachamento maquina, limita a manipulação do quadril e joelho de maneira segura, por não permitir alterar a posição do quadril relativa à linha de força (Figura 5). Quando o quadril fica limitado no movimento posterior, a pelve empurra o encosto, que retorna às forças impostas, causando uma reação à ação imposta. Estas forças de reação anteriores irão aumentar significativamente as forças de cisalhamento no joelho, mesmo que a tíbia permaneça perpendicular ao apoio do pé. (MOSER, 2010).

De acordo com a posição dos pés, esse tipo de exercício pode ser determinante para o enfoque de determinados músculos. Quando realizado com os pés mais abertos os músculos mais focados são os adutores, vasto medial e sartório; com os pés mais fechados o enfoque muscular vai para o vasto lateral e o tensor da fáscia lata; já com os pés em uma posição mais abaixo na plataforma, o enfoque será maior no quadríceps; já com os pés numa posição mais superior no apoio, o enfoque será em glúteos, bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso. (MOSER, 2010).

Figura 5 - Representação esquemática do agachamento Hack.

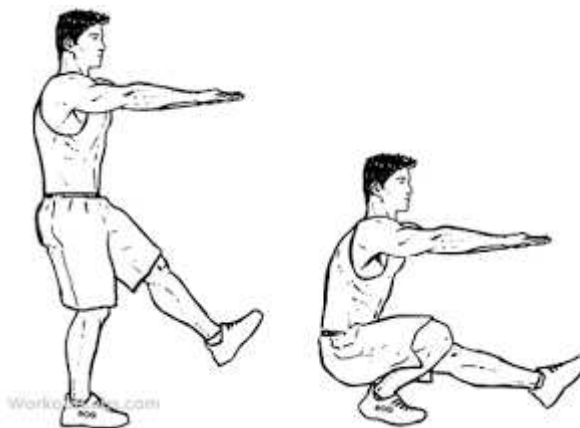


2.5.3 AGACHAMENTO UNIPODAL

Agachamento unipodal (Figura 6), é uma variação do agachamento, em que a pessoa que estiver executando, ficara em pé em posição ereta e os braços estendidos a sua frente, com apoio em apenas uma perna e realiza o agachamento mantendo o tronco ereto, abaixando o corpo o máximo que puder sem encostar a perna (ponta de pé) que está atrás no chão ou que esteja na frente, como demonstrado na figura, em seguida, voltando para a posição inicial. (PLASTARAS, 2005; STENSRUD 2011).

Variações na postura, e no modo como o exercício é executado, geram importantes repercussões na cinética e atividade muscular durante o agachamento. Tais alterações podem ser relacionadas à abertura ou rotação entre os membros inferiores. (Ribeiro, 2006).

Figura 6 - Representação esquemática do agachamento unipodal



Fonte: www.skatesaude.com.br (2017)

2.6 COMPORTAMENTO DAS ESTRUTURAS DURANTE O AGACHAMENTO

2.6.1 MÚSCULOS

O quadríceps é considerado um músculo importante durante o agachamento, pois é o maior estabilizador do joelho, possui uma atividade maior em ângulos superiores a 83° de flexão de joelhos. Durante o agachamento, a linha de gravidade se desloca posteriormente ao eixo do joelho, aumentando o torque flexor. (ESCAMILLA et. al 1998).

Para Sousa et al. (2007) graus de flexão de joelho entre 60 ° e 90° com tronco flexionado, tem-se uma maior ativação muscular do reto femoral comparado com o bíceps femoral, onde o reto femoral devido a sua aproximação da origem e inserção nessas posições, tem sua ação diminuída.

O ponto máximo de torque do quadríceps durante o agachamento profundo, ou seja acima de 90° de flexão, encontra-se em uma angulação de 60 a 80° de flexão durante a execução do movimento, sendo ainda maior quando a linha vertical do pé é ultrapassada (HIRATA, 2006).

Os músculos isquiotibiais atravessam as articulações do quadril e do joelho e constituem-se extensores do quadril e flexores do joelho. A habilidade dos músculos isquiotibiais para atuar em uma das articulações depende da posição da outra articulação. Se os joelhos estiverem totalmente flexionados, os isquiotibiais estão encurtados de modo que não podem atuar sobre o quadril. Eles exercem um efeito regulatório na articulação do joelho tracionando posteriormente a tíbia, auxiliando a neutralizar o cisalhamento femorotibial, produzido pelo quadríceps femoral, reduzindo assim o estresse no ligamento cruzado anterior. (MARCHETTI et al. 2013). Os isquiotibiais tem uma maior atividade na fase concêntrica do movimento, onde o pico de torque se dá na angulação de 50 a 70° de flexão do joelho. (ESCAMILLA 2001).

Estudos apontam que o vasto medial possui maior ativação que o vasto lateral no agachamento livre. (Reiser et al., 2014)

No caso do tornozelo a articulação primária é a talocrural onde os músculos envolvidos são o gastrocnêmio (lateral e medial) e o sóleo. O gastrocnêmio juntamente com o sóleo forma o tríceps sural. Considerando as características funcionais do tríceps sural, existem evidências que mostram maior ativação do sóleo em relação ao gastrocnêmio em maiores graus de flexão de joelho, pois nesse momento o gastrocnêmio terá sua origem e inserção aproximada. (MARCHETTI, 2013). Segundo Souza et al. (2007) o músculo sóleo e o gastrocnêmio são os responsáveis para que ocorra a desaceleração durante o agachamento.

2.6.2 LIGAMENTOS

O agachamento feito após 30° de flexão de joelho aumenta o deslizamento do LCA com a tibia e a força de estresse na articulação fêmoropatelar, tendo uma das maiores forças aplicadas durante o agachamento completo, a adição de cargas durante o agachamento paralelo deve ser iniciada após um grande fortalecimento da musculatura estabilizadora do joelho, principalmente para indivíduos após reconstrução de LCA, deve-se então ter cautela para o agachamento completo ou parcial (JENKINS et al, 1997; BEYNNON et al, 1997).

Entre 0° a 60° de flexão do joelho o Ligamento Cruzado Anterior (LCA) demonstrou baixa força de cisalhamento, sendo eficaz a reabilitação de LCA, desde que as outras estruturas do joelho e o LCP estejam saudáveis. (PRETO et al 2014).

À medida que o joelho flexiona o LCP é submetido a uma complexa torção e modificação em seu comprimento e orientação, porém nessa deformação não está completamente compreendida, entretanto sabe-se que as fibras do LCP permanecem tensas durante a maior parte flexão entre 90 a 120 ° e apresenta-se frouxo entre a extensão completa e aproximadamente 30° a 40° de flexão. A subida do agachamento com graus de flexão entre 71° e 95° gera maior força de tração no LCP quando comparado com a descida com 27° e 95° de flexão do joelho, porém é na descida com graus por volta de 19° e 61° que se tem uma maior força de compressão. Durante o agachamento, desacelerações grandes, geram forças em todas as estruturas do joelho,

desse modo então, o agachamento deve ser realizado de forma lenta e moderado. (NEUMANN, 2011).

Em todos os ângulos de flexão do joelho durante o agachamento, ocorrem baixa e moderada forças em sentido posterior de cisalhamento pelo LCP. A tração do LCP exerce uma resistência durante a flexão no agachamento máximo que demonstra não ser prejudicial para o LCP saudável. (ESCAMILLA 2001).

Agachamento com ângulos de flexão de joelho entre 71° a 95° geram maiores forças de compressão, mas é benéfico para minimizar as forças de tensão nos ligamentos cruzados. (ESCAMILLA et al., 1998).

O movimento no plano frontal depende do grau de flexão do joelho e restringe-se em angulação em valgo e em varo. A angulação máxima ocorre em cerca de 30° de flexão e é maior com o movimento em varo do que em valgo devido à exaustão do ligamento colateral lateral durante a flexão e tensão relativa do ligamento colateral medial. (CURRENT 2016).

2.6.3 ARTICULAÇÃO FÊMOROPATELAR

Hauptbal et al (2010) descreve que o centro de gravidade é localizado atrás do joelho em exercícios de cadeia cinética fechada, assim a força de compressão vai aumentando de 0° até 90°. Esse aumento na força gera um aumento da área de contato até os 60° e assim a área de contato não aumenta em proporção com a força, fazendo com que a pressão na patela aumente. Para Grossi et al (2004) a flexão de joelho a 90° apresenta maior força fêmoropatelar, sendo maior, o contato articular e a estabilidade fêmoropatelar. Sendo assim, o estresse fêmoropatelar diminui à medida que aumenta o ângulo de flexão do joelho.

Escamilla (2001) descreve que durante o agachamento, o principal fator para lesões é a magnitude da força fêmoropatelar que afeta a patela, no entanto, Hartmann, Wirth e Klusemann (2013) sugerem que em ângulos de 90° de flexão de joelho ocorrem maiores forças compressivas para a articulação e quanto maior a flexão da fêmoropatelar, maior será o deslocamento das áreas de contato com a faceta patelar, que

causam uma diminuição da compressão e forças de tensão fêmoropatelar, indicando que a magnitude da área de contato está relacionada à força de compressão.

Segundo Fehr et al. (2006), os últimos graus de extensão, ou ângulos acima de 45° de flexão do joelho, devem ser evitados, pois há um menor contato articular nessa angulação, mesmo com maior estabilidade articular se dado pelo incremento da flexão, acontece o aumento do estresse fêmoropatelar e maior são as forças compressivas que são distribuídas por uma pequena área.

2.6.4 ARTICULAÇÃO FEMOROTIBIAL

A articulação femorotibial é responsável pela flexão e extensão no plano sagital e pequena rotação lateral e medial no plano transverso. (REISER, 2014).

De acordo com o estudo de Escamilla (2001), o aumento da flexão de joelho aumenta a força de compressão femorotibial, que pode ser influenciada ainda mais por um aumento excessivo da carga externa. Reiser (2014) afirma que a força de compressão femorotibial apresenta seu maior pico em aproximadamente a 130° de flexão, e menor pico a 30° de flexão de joelho. Para Sousa et al. (2007) na amplitude de 0° a 50° de flexão do joelho ocorrem as menores forças de cisalhamento anterior na articulação femorotibial.

Para Fleming et al. (2005), a amplitude de 83° e 95° de flexão do joelho aumenta as forças compressivas da articulação femorotibial e Sousa et al. (2007) afirma que quando se tem uma amplitude entre 0° a 50° de flexão do joelho diminui as forças de cisalhamento anterior nesta articulação. A co-contração dos músculos gera uma maior estabilização articular, entretanto ocorre um menor cisalhamento anterior da tibia aumentando assim a força de compressão femorotibial. (FLEMING et al, 2005),

2.6.5 MENISCOS

Em ângulos maiores que 120° pode ocorrer a compressão de tecidos moles como meniscos (exemplo: lesões meniscais) e cápsula posterior, além de se considerar a

susceptibilidade de degeneração fêmoropatelar devido ao grande estresse imposto pelo exercício durante a flexão. (MARCHETTI, 2013).

Os meniscos se movem no sentido posterior durante a flexão e no sentido anterior durante a extensão em virtude das inserções do menisco medial ao músculo semimembranoso e do menisco lateral a tensão do poplíteo. O menisco medial move-se no sentido anterior em relação ao platô tibial medial e o menisco lateral move-se no sentido posterior em relação ao platô tibial lateral durante a rotação interna. (PRENTICE, 2002).

2.6.6 POSIÇÃO DO PÉ DURANTE O AGACHAMENTO

Os autores Hirata e Duarte (2007) analisaram o deslocamento do joelho em relação aos pés durante a realização do agachamento e notaram que o joelho ultrapassando a linha do pé, ou em sua condição inversa, a maior força fêmoropatelar ocorre na primeira condição, aumentando o torque do quadril e a sobrecarga lombar.

Reiser et al, (2014) verificou que compressão fêmoropatelar parece não ser afetada pelo posicionamento dos pés, na condição paralela, ou orientados lateralmente, porém distâncias bitrocantéricas maiores que a largura do ombro produziu aumento de 15% na compressão fêmoropatelar.

Schoenfeld (2010) analisando a posição dos pés, afirmou que a postura ampla minimiza as forças de compressão fêmoropatelar e femorotibial. E o agachamento com os pés em postura estreita resulta em uma translação de aproximadamente 4 a 6 cm para frente do joelho gerando uma maior força de cisalhamento quando comparado a postura ampla.

3 DISCUSSÃO

Este estudo teve por objetivo revisar a biomecânica do agachamento em relação às forças presentes na articulação do joelho e seus efeitos nas estruturas intra-articulares uma vez que essas informações são fundamentais, desde que o agachamento é usado tanto para fins de reabilitação como para o fortalecimento muscular.

As diferenças observadas entre os agachamentos hack e unipodal é que no agachamento unipodal a força de cisalhamento, compressão e atividade muscular é aumentada pois se tem apenas o apoio de um pé podendo ter uma inclinação ou não e o aumento de carga. O agachamento hack se diferencia devido ao apoio dos pés que se pode determinar quais músculos terão a atividade muscular aumentada e a inclinação do corpo que está em 45°. O agachamento livre por sua vez se diferencia com a posição do pé podendo ser alinhados ou não a largura do quadril, com a adição de carga e o posicionamento da barra.

Nas articulações femoropatelar as forças de compressão diminuem à medida que aumentam o grau de flexão do joelho. Já na articulação tibiofemoral as forças de compressão se mostram mais tensas durante estes agachamentos quando se tem um maior grau de flexão do joelho e essa compressão diminui à medida que se tem um menor ângulo de flexão do joelho. Na articulação femoropatelar esse efeito é explicado quando se tem uma maior flexão dessa articulação, maior será o deslocamento das áreas de contato do fêmur com a patela, indicando então que a área de contato está relacionada com a força de compressão. No entanto há um consenso entre alguns autores quanto às forças de compressão, que demonstram que essas forças são um fator importante na estabilização do joelho, pois resiste às forças de cisalhamento e minimiza a translação da tíbia em relação ao fêmur.

Durante o agachamento realizado em 60° de flexão de joelho há um pequeno deslizamento do LCA com a tíbia e o início da ativação do reto femoral sendo maior em 90° de flexão de joelho quando o tronco está flexionado, isto ocorre apenas no agachamento livre e unipodal, já que no agachamento hack o tronco está apoiado, ocorrendo esta maior ativação tanto na fase excêntrica quanto na fase concêntrica, e o início da tensão do LCP se mantém até 120° de flexão de joelho.

O agachamento com deslocamento do joelho em relação à linha do pé causa uma maior força femoropatelar, indicando um maior risco de lesão nessa articulação e o segmento lombar e torácico sendo menor a força e risco de lesão quando comparado com o agachamento sem deslocamento, mostrando então que o agachamento com o deslocamento do joelho para frente da linha do pé deve ser evitado.

O posicionamento do pé também influencia nas forças de compressão femoropatelar e tibiofemoral, mostrando que os pés em uma posição estreita gera um maior cisalhamento se comparado com os pés em uma postura ampla.

Agachamento realizado com carga se tem uma maior ativação muscular, cisalhamento e forças de compressão das articulações do joelho, portanto os citados anteriormente foram descritos sem o acréscimo de carga e em posição neutra dos pés.

4 CONCLUSÃO

Na presente revisão foi possível perceber que o agachamento é um exercício seguro e eficaz, utilizado para fins de reabilitação e fortalecimento muscular visando o aumento de força e ganho de massa muscular, permitindo uma melhor qualidade de vida para indivíduos.

As forças de tensão e compressivas do agachamento estão dentro das nossas capacidades articulares, se durante os treinos forem respeitados a angulação proposta às estruturas ósseas e articulares estarão sendo preparadas para tal exercício.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BEYNNON B, JOHNSON R, FLEMMING B, STANKEWICH C, RENSTROM P, NICHOLS C. **The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion–extension.** Am J Sports Med 1997;25:823–9.

BEYNNON DB, FLEMING CB, JOHNSON JR, NICHOLS EC, RENSTRÖM PA, POPE M. **Anterior cruciate ligament strainbehavior during rehabilitation exercise in vivo.** Am J Sports Med 23-34, 1995

CALAIS-GERMAIN, Blandine. **Anatomia para o Movimento.** São Paulo: Revinter, 1992. V.1

CASTRO, J. O. M. et al. **Anatomia e biomecânica do ligamento cruzado anterior.** Rev joelho/ SBCJ. V. 3, n. 1, p. 09-12, 2003.

CATERISANO, A.; MOSS, R.F.; PELLINGER, T.K.; WOODRUFF, K.; LEWIS, V.C.; BOOTH, W.; et al. **The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles.** J Streng Condit Res. 2002; 16(3):428-32. 2002.

DELAVIER, Frederic. **Guia dos movimentos de musculação: abordagem anatômica.** Manole, 2000.

DONALD, Neumann. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação.** 2^a Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

ELLEMBECKER, S. Tood. **Reabilitação dos ligamentos do joelho.** São Paulo: Manole, 2002.

ESCAMILLA, R. F., FLEISIG, G. S., LOWRY, T. M., BARRENTINE, S. W., & ANDREWS, J. R. **A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths.** Medicine and Science in Sports and Exercise, 33(6), 984-998. 2001.

ESCAMILLA, R. F., N. ZHENG, G.S.FLEISIG, et al. **The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press.** Med. Sci. Sports Exerc. 29(5):S156, 1997.

ESCAMILLA, R.F; FLEISIG, GS; ZHENG, N.; BARRENTINES.W. ; WILK, K.E;& ANDREWS, J.R.**Biomechanics of the knee closed kinetic chain and open kinetic chain exercises.** Medicine and Science in Sports and exercises, Hagerstown, v. 30, p. 556-569, 1998.

FAUSTINO, Carlos Alberto Cury. **"Reconstrução do ligamento cruzado posterior com os enxertos dos tendões dos músculos flexores do joelho."** Acta Ortop Bras 11.2 (2003): 95-101.

FEHR GL, CLIQUET JR A, CACHO EWA, MIRANDA JB. **Efetividade dos exercícios em cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada no tratamento da síndrome da dor femoropatelar.** Rev Bras Med Esporte. 2006;12(2):66-70.

FLEMING BC, Oksendahl H, Beynnon BD. **Open-or closed-kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction?.** Exerc Sport Sci Rev. 2005; 33(3):134-40.

FOSS, MERLE, FOX e col. **Bases fisiológicas do exercício e do esporte.** Rio de Janeiro: Guanabara, 2000.

GROSSI DB, PEDRO VM, BERZIN F. **Análise funcional dos estabilizadores patelares.** Acta Ortop Bras. 2004.

GUSMÃO, T. M. R., DOS SANTOS RIBEIRO, K. L., GRANJA, K. S. B., SANTANA, H. G. F., & MACHADO, A. P. (2015). **Desempenho funcional do exercício de agachamento.** Caderno de Graduação-Ciências Biológicas e da Saúde Unitalagoas, 2(3), 45-56

HAMILL, Joseph. **Bases biomecânicas do movimento humano.** 2 ed. São Paulo: Manole, 1999.

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 Medicine. Frankfurt. Vol. 43. Núm. 10.2013. p. 993-1008.

HAUPENTBAL A, DOS SANTOS DP. **Força e contato patelofemoral como fundamentos biomecânicos para reabilitação da síndrome patelofemoral.** Fisioter Mov. 2006.

JENKINS W, MUNNS S, JAYARAMAN G, WERTZBERGER K, NEELY K. **A measurement of anterior tibial displacement in the closed and open kinetic chain.** J Orthop Sports PhysTher 1997;25:49-56

JOHNSON RJ, BEYNNON BD, NICHOLS CE, RENSTROM PA. **Current concepts review: the treatment of injuries of the anterior cruciate ligament.** J Bone Joint Surg Am 1992;74:140-51.

KAEMPF, Gustavo. **Anatomia do joelho.** Disponível em: <http://www.gustavokaempf.com.br/index.php/joelho/anatomia.html>

KONIN, G. Jeff. **Cinesiologia pratica para fisioterapeutas.** Rio de Janeiro: Guanabara, 2006.

LIMA, C. S.; PINTO, R. S. **Cinesiologia e musculação.** 1.ed.Porto Alegre: Artmed. 187p. 2006 .

LIPPERT, Lynn. **Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

LIVINGSTON LA. **The quadriceps angle: a review of the literature**. J Orthop Sports Phys Ther 1998;28: 105-9.

MARCHETTI PH, Calheiros Neto RB, Charro MA. **Biomecânica Aplicada: Uma abordagem para o treinamento de força**. São Paulo: Phorte; 2007.

MARCHETTI, Paulo H. "Aspectos neuromecânicos do exercício agachamento." Revista CPAQV–Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida–ISSN 5.2 (2013): 2013.

MOSER, A.D.L.; MALUCELLI, M.F.; BUENO, S.N. **Cadeia cinética aberta e fechada: uma reflexão crítica**. ISSN 0103-5150 Fisioter. Mov., Curitiba, v. 23, n. 4, p. 641-650, out./dez. 2010.

NISSEN, Carl W., et al. "Physical and arthroscopic examination techniques of the patellofemoral joint." Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 28.5 (1998): 277-285.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. 3.ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.

PELLIZZARO, C. O.; BERNARDES C. & LOSS, J. F. **Análise da força de cisalhamento na articulação tibiofemoral durante exercício de extensão de joelho**. Brazilian Journal of Biomechanics, n.18, Month Jul Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 2009.

PEREIRA, G.; LEPORACE G.; RODRIGUEZ M. I.; PRAXEDES J.; CHAGAS D.; BATISTA L. A. **Estudo da atividade mioelétrica dos adutores de quadril e reto femoral durante o exercício agachamento livre**. Revista Bras. de Biomecânica. 2007.

PEREIRA, J. A. R. M. **Estudo biomecânico da influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na reconstrução do ligamento cruzado posterior [dissertação]**. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, 2004.

PLASTARAS, C.T. et al. **Comprehensive functional evaluation of the injured runner**. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, Chicago, v.16, n.3, p.623-649, Aug. 2005.

PRETINCE E. WILLIAM E. VOIGHT L. MICHAEL. **Técnicas em reabilitação musculoesqueléticas. Cap12. Exercícios de cadeia cinética aberta e fechada em reabilitação**, p.171-186, e Cap. 30-Reabilitação do joelho, p506-543 Ed. Artmed, Porto Alegre – SC, 2003.

PRETO, Jovana Mara Silva, Alexandre Ortiz Ferreira, and Jocelito Bijoldo Martins. **"Agachamento profundo: uma análise sistemática."** RBPFEEX-Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício 8.47 (2014).

REISER FC, SOUZA CW, MASCARENHAS GP, GRZELCZAK TP. **Aspectos biomecânicos do agachamento em membros inferiores.** Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano 2014 4(2): 99-113.

RIBEIRO, Gabriel, Valdeci Carlos Dionísio, and Gil Lúcio Almeida. **"Atividade eletromiográfica durante o agachamento unipodal associado a diferentes posições do pé."** Rev Bras Med Esp 13 (2007): 43-6.

SCHOENFELD BJ. **Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance.** J Strength Cond Res. 2010;24(12):3497-506.

SILVA, A. A. et al. **Avaliação biomecânica dos movimentos da musculação: Levantamento terra e legpress inclinado.** In: 4ª SEMANA DO SERVIDOR E 5ª SEMANA ACADÊMICA, 2008, Uberlândia – Brasil. Universidade Federal de Uberlândia, 2008, p.01-08.

SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; MUKHL, L.L. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom.** 5 ed. São Paulo: Manole, 1997.

SOUZA, C. O. et al. **Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho.** Ver. Brasileira Med. Esporte, v.13 n. 5 p. 10-6, set./out., 2007.

STENSRUD, S. et al. **Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players.** British Journal of Sports Medicine, Oslo, v.45, n.7, p.589-595, 2011.

THOMPSON CW, Floyd RT. **Manual de cinesiologia estrutural.** 14 ed. São Paulo: Manole; 2002.

TOMSICH DA, NITZ AJ, THRELKELD AJ, SHAPIRO R. **Patellofemoral alignment: reliability.** J Orthop Sports Phys Ther 1996;23:200-8.

TUMIA N, Maffulli N. **Patellofemoral pain in female athletes.** Sports Medicine and Arthrosc Rev 2002;10:69-75.

ANEXO

TABELA

Título do Artigo	Autos / Ano	Objetivo	Conclusão
A measurement of anterior tibial displacement in the closed and open kinetic chain	Jenkins et al. 1997	Medir o deslocamento anterior da tibia no fêmur durante exercício isométrico aberto e fechado da cadeia cinética a 30 e 60°.	Foram encontradas diferenças significativas ao comparar a quantidade de deslocamento anterior entre a cadeia cinética aberta e fechada da tibia no fêmur.
Análise funcional dos estabilizadores patelares	Grossi et al. 2004	Objetivo deste trabalho foi analisar a atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VLL e VLO de 21 indivíduos saudáveis (X=23,3 e DP=2,9), sendo 10 mulheres e 11 homens, sem história clínica de dor ou lesão osteomioarticulares.	Os músculos VLL e VLO apresentam diferença significativa no padrão de recrutamento podendo ser considerados distintos fisiologicamente. O músculo VMO juntamente com o VLO desempenhou um papel recíproco e sincrônico na estabilização patelar e apresentou maior ativação em relação ao músculo VLL nos exercícios isométricos de extensão do joelho a 90°.
Analysis of the Load on the Knee Joint and Vertebral Column with Changes in Squatting Depth and Weight Load	Hartmann et al. 2013	O objetivo desta revisão da literatura é avaliar se os agachamentos com menor flexão do joelho são mais seguros para o sistema musculoesquelético do que agachamento profundo	O agachamento profundo não contribui para lesões dos tecidos
Análise da força de cisalhamento na articulação tibiofemoral durante exercício de extensão de joelho	Pellizzaro et.al 2009	Descrever a magnitude do componente de cisalhamento atuante na articulação tibiofemoral durante o exercício de extensão do joelho em cadeia cinética aberta, sem carga externa.	LCA atua durante o movimento de flexo-extensão do joelho, de 5 a 80 graus de flexão, em cadeia cinética aberta, sem carga externa e seu pico máximo é 30 graus.
Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo	Beynon, et al. 1995	Objetivo foi medir o comportamento da tensão do ligamento cruzado anterior durante as atividades de reabilitação in vivo.	A compressão simultânea do quadríceps e dos músculos isquiotibiais aos 15° produziu um aumento significativo na tensão ligamentar em comparação com o estado relaxado. A contração isométrica dos músculos dos isquiotibiais não produziu alteração na tensão do ligamento em qualquer ângulo de flexão. Os exercícios que produzem baixas tensões ou não colocam em perigo um enxerto.

Aspectos biomecânicos do agachamento em membros inferiores	Reiser et al. 2014	Objetivo foi analisar a sobrecarga articular e torque muscular no agachamento	O conhecimento dos aspectos biomecânicos do agachamento sobre torque e sobrecarga, podem ser esclarecedores na aplicação e prescrição para educadores físicos, fisioterapeutas e médicos.
Aspectos neuromecânicos do exercício agachamento	Marchetti, 2013	Objetivo deste estudo foi de revisar diversos aspectos anatômicos, biomecânicos e cinesi- ológicos do exercício agachamento, assim como as suas possíveis variações como as variações da posição dos MMII, os efeitos da amplitude de execução, as diferenças entre o exercício guiado e não guiado e as diferenças no posicionamento da barra em relação ao tronco.	Conclui-se que as diferentes variações e condições impostas ao exercício de agachamento podem acarretar em mudanças na ação dos músculos envolvidos, na cinemática e/ou cinética do exercício, aumentando ou diminuindo sua performance e/ou eficiência.
Atividade eletromiográfica durante o agachamento unipodal associado a diferentes posições do pé	Ribeiro et al, 2007	Quantificar a atividade muscular durante a o agachamento unipodal com variações nas suas técnica.	Conclui-se que diferentes tipos de posicionamento do pé durante o agachamento unipodal não provocam alterações no padrão de recrutamento muscular.
Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho	Sousa et al. 2007	Comparar a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e sóleo no agachamento, associando a posição de tronco ereto com 2 ângulos de flexão do joelho (40° e 60°) e a posição de tronco fletido a 45° com 3 ângulos de flexão do joelho (40°, 60° e 90°). Todas as combinações foram realizadas com e sem acréscimo de carga (10kg).	A co-ativação entre o reto femoral e o bíceps femoral na posição de tronco fletido, e entre o reto femoral e o sóleo nas demais posições, apontam para novas possibilidades de exercícios na reabilitação.
A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths	Escamilla et al. 2001	Quantificar parâmetros biomecânicos que empregam análises 2D e 3D, enquanto realizam o agachamento com diferentes larguras de posição.	Uma análise biomecânica 3-D do agachamento é mais precisa do que uma análise biomecânica 2-D em especial, durante o agachamento.
Avaliação biomecânica dos movimentos da musculação: levantamento terra e legpress inclinado	Silva et al. 2008	Objetivo foi analisar de forma biomecânica a execução dos exercícios de: Levantamento Terra e Leg Press Inclinado, evidenciando a maneira correta de executá-los.	Quanto maior a flexão dos joelhos sobre o tronco maior o torque aplicado sobre os joelhos. A análise desses cálculos é de suma importância para a execução correta dos movimentos da musculação, considerando os riscos de lesões.

Biomechanics of the knee closed kinetic chain and open kinetic chain exercises	Escamilla et al. 1998	et	Objetivo foi quantificar as forças do joelho e a atividade muscular no agachamento e extensão do joelho.	A compreensão desses resultados pode ajudar na escolha de exercícios apropriados para reabilitação e treinamento.
Cadeia cinética aberta e fechada: uma reflexão crítica	Moser et al. 2010	et	Á transposição dos princípios de CCA e CCF da mecânica para a reabilitação.	Todos os exercícios envolvendo apenas uma articulação deveriam ser chamados exercícios isolados e o termo cadeia cinética fechada deveria ser dividido em três categorias: cadeia cinemática fechada, cadeia cinemática restrita e cadeia cinemática, concordando com o grau de liberdade de cada cadeia. Sugere-se que esses termos deveriam ser usados para descrever exercícios de múltiplas articulações, concordando com o grau de liberdade de cada exercício.
Comprehensive functional evaluation of the injured runner	Plastaras et al. 2005	et	Descrever a avaliação única dos ossos e músculos em uma configuração funcional.	Identificou a lesão tecidual real e os fatores biomecânicos que levam ao seu desenvolvimento.
Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players	Stensrud et al. 2011	et	Investigar a correlação entre uma análise de vídeo bidimensional (2D) e avaliação subjetiva realizada por um fisioterapeuta na avaliação do controle do joelho.	A avaliação subjetiva pode ser usada para detectar o mau controle do joelho e que ambos os exames devem ser usados na seleção de atletas para o controle do joelho.
Current concepts review: the treatment of injuries of the anterior cruciate ligament	Johnson et al. 1992	et	Fornecer interpretação do estado atual da articulação	Há relativamente poucos fatos difíceis, então as afirmações podem ser interpretadas apenas como opiniões, com a possibilidade de que outras pessoas comecem conclusões diferentes que fornecem aqui.
Desempenho funcional do exercício de agachamento	Gusmão et al. 2015	et	Objetivo foi estimar as considerações clínicas e biomecânicas durante o exercício agachamento, enfatizando a sua importância nos treinos e na reabilitação.	O agachamento pode ser utilizado em treinamento esportivo, na reabilitação e como forma de avaliação.
Efetividade dos exercícios em cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada no tratamento da síndrome da dor	Fehr et al. 2006	et	Objetivo de analisar os efeitos terapêuticos dos exercícios em cadeia cinética aberta (CCA) e cadeia cinética fechada (CCF) no tratamento da síndrome da	De acordo com as condições experimentais utilizadas, os exercícios em CCA e CCF não provocaram mudanças nos padrões de ativação EMG dos

femoropatelar

dor femoropatelar (SDFP).

músculos VMO e VL; entretanto, promoveram uma melhora na funcionalidade e redução da intensidade da dor após oito semanas de intervenção, sendo que os exercícios em CCF

Estudo biomecânico da influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na reconstrução do ligamento cruzado posterior [dissertação]

Pereira, 2014

Avaliar a influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na estabilidade da reconstrução (LCP) na lesão isolada do mesmo.

Na reconstrução do LCP, em sua lesão isolada, o aumento da espessura do enxerto melhora significativamente a estabilidade e que a divisão do enxerto para reconstruir os dois feixes piora a estabilidade da reconstrução a 60 e 90° de flexão do joelho.

Força e contato patelofemoral como fundamentos biomecânicos para reabilitação da síndrome patelofemoral

Hauptenbal et al, 2006

Objetivo estudar a força e a área de contato na fêmoropatelar para gerar subsídios para a reabilitação da SPF.

Ter conhecimento destas alterações nas forças, do ponto de contato entre a patela e os côndilos e da mudança na área de contato é importante para o profissional da saúde na prescrição dos exercícios para os indivíduos com a SPF.

Patellofemoral pain in female athletes

Tumia et al. 2002

Avaliar a importância de uma avaliação biomecânica detalhada no exame físico não deve ser negligenciado, particularmente em atletas que não estão melhorando com o tratamento conservador e que podem se tornar candidatos cirúrgicos.

Deve-se ter cuidado para evitar colocar muita ênfase em variantes biomecânicas que podem não ser clinicamente significativas ou corrigíveis porque tais achados podem reforçar a sensação de que "nada pode ser feito".

Patellofemoral alignment: reliability

Tomsich et al. 1996

Objetivo desse estudo foi de examinar a confiabilidade de medir o alinhamento fêmoro- patelar.

Sugerem que tanto a estimativa clínica como a medição instrumentada do alinhamento femoropatelar podem não ser confiáveis

Physical and arthroscopic examination techniques of the patellofemoral joint

Nissen et al. 1998

Fazer uma abordagem sistemática da história clínica, exame físico e artroscópico de algum distúrbio patelofemural que levará a uma precisão diagnóstica e sucesso no tratamento clínico.

A utilização das técnicas melhorou os estudos clínicos sobre o tratamento de distúrbios patelofemurais.

Reconstrução do ligamento cruzado posterior com os enxertos dos tendões dos músculos flexores do joelho

Faustino, Carlos. 2003

O objetivo deste trabalho é demonstrar a técnica cirúrgica para reconstrução de lesões do LCP combinadas, utilizando duas bandas de inserção

A reconstrução do LCP com duas bandas permitiu uma melhora da frouxidão em 80%. E o uso dos tendões flexores facilitou a reabilitação pós-

		femoral com uso dos tendões dos músculos grácil e semitendíneo e analisar os seus resultados.	operatório.
Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance	Schoenfeld, Brad. 2007	Examinar cinética e cinemática do exercício agachamento dinâmico em relação ao joelho, quadril e tornozelo, e articulações. E fornecer algumas recomendações baseadas nos fatores biomecânicos para otimizar o desempenho do exercício.	Orientações para a melhor forma de realização do agachamento.
The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press	Escamilla et al. 1997	Quantificar as forças do joelho e a atividade muscular ao realizar agachamento com diferentes variações de técnica.	Como todas as forças aumentaram com a flexão do joelho, o treinamento dentro da faixa funcional de 0 a 50 ° pode seja eficaz para aqueles cujo objetivo é minimizar as forças do joelho. A falta de forças ligamento cruzado anterior implica que todos os exercícios podem ser efetivos durante a reabilitação
The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles	Caterisano et al. 2002	Medir as contribuições relativas de 4 músculos do quadril e da coxa enquanto realizava agachamentos em 3 profundidades.	Os resultados sugerem que o glúteo máximo, em vez do bíceps femoral, o vasto medial, ou o vasto lateral, se torna mais ativo na contração concêntrica à medida que a profundidade do agachamento aumenta.
The quadriceps angle: a review of the literature	Livingston, Lori A. 1998	Apresentar uma revisão da literatura atual sobre o ângulo Q e examinar as diferenças.	Existem poucas evidências científicas para apoiar os pressupostos comuns de que os ângulos Q são maiores em sintomas ou assintomáticos ou que são iguais no membro inferior direito vs. esquerdo. No entanto, valores médios maiores são consistentemente observados em grupos de mulheres versus homens.
The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension	Beynon et al. 1997	Objetivo medir a tensão do ligamento cruzado anterior normal em indivíduos humanos, durante exercício de CCF e exercício de CCA	Demonstram que o aumento da resistência durante o exercício de agachamento não produz um aumento significativo nos valores da tensão do ligamento cruzado anterior, ao contrário do aumento da resistência durante o exercício de flexão-extensão ativa.
