

ASPECTOS FISIOLÓGICOS NEGATIVOS DECORRENTES AO USO DE ÓRTESES FUNCIONAIS DE JOELHO – KNEE BRACES

Daniel Ponce, Universidade Federal de Santa Catarina, daniel.alejandro@ufsc.br

Julio Feller Golin, Instituto Federal de Santa Catarina, julio.golin@ifsc.edu.br

Leonardo Mejia, Universidade Federal de Santa Catarina, leonardo.mejia.rincon@ufsc.br

Rodrigo Roesler, Universidade Federal de Santa Catarina, rroesler@hu.ufsc.br

Daniel Martins, Universidade Federal de Santa Catarina, daniel.martins@ufsc.br

Ernesto Ponce, Universidad de Tarapacá – Chile, eponce@uta.cl

Resumo. As órteses de joelho são exoesqueletos que aumentam a estabilidade e rigidez do joelho. São usados por esportistas na prevenção de lesões e por pacientes em pós-operatórios. São também utilizados por pessoas com osteoartrite para alívio da dor e melhora da mobilidade. Ainda que a literatura tradicional indique vantagens no uso das órteses de joelho, existem relatos de problemas que evidenciam a necessidade de um aprimoramento no projeto mecânico e no design. Atualmente existem modelos comerciais de órteses com um único centro de rotação e com múltiplos centros de rotação. Em ambos os casos, não há relato na literatura de que consigam acompanhar de maneira satisfatória a movimentação natural do joelho. Isto pode causar lesões ou agravar o estado do paciente em recuperação. No presente trabalho são analisadas as cinemáticas do joelho e das órteses para estabelecer, em forma científica, uma comparação funcional e levantar críticas e sugestões para o aprimoramento do projeto.

Palavras chave: Órtese de joelho, Knee brace, Cinemática do joelho.

1. INTRODUÇÃO

As órteses de joelho (knee braces) são exoesqueletos passivos (e em alguns casos ativos) que aumentam a estabilidade e rigidez do joelho em posição estática e em movimento. São usados por atletas e praticantes de esportes na prevenção de lesões. Também são usados em pacientes em pós-operatório, pois são recomendados como parte do protocolo de reabilitação de lesões ligamentares no joelho e fornecem segurança e tranquilidade, devido a que aumentam em faixas de movimentação a estabilidade e rigidez da articulação, podendo ajudar na recuperação do enxerto de ligamento. Além disso, reforçam a capacidade proprioceptiva, ou seja, ajudam na lembrança psicológica da amplitude articular, reconhecendo a localização espacial da extremidade corpórea. As órteses podem então ser classificadas como *profiláticas*, com o objetivo de prevenir lesões em indivíduos saudáveis ao limitar a tensão sobre os ligamentos cruzado anterior e colateral medial; *funcionais*, com objetivo de prover estabilidade ao joelho lesionado, deficiente ou com enxertos; e *reabilitativas*, que intendem proteger a amplitude de movimento durante a reabilitação.

Existem órteses de joelho especializadas para o tratamento da osteoartrite. A osteoartrite é uma condição caracterizada por perda de cartilagem na articulação, dor, rigidez e inflamação na articulação do joelho devido à falta de lubrificação, atrito e constante contato das superfícies articulares. Estas órteses especiais permitem um ajuste mecânico variável que ajuda a diminuir a pressão existente entre os côndilos femorais e tibiais, alivia a dor e ajuda a retomar a mobilidade do paciente.

Ainda que as órteses de joelho se apresentem como ferramentas de apoio a protocolos de reabilitação no joelho, aumentem a segurança na execução de esportes e aliviem os efeitos provocados pela osteoartrite, existem problemas importantes que evidenciam a necessidade do aprimoramento do projeto mecânico de estes dispositivos ortopédicos. Atualmente existem órteses com um único centro de rotação (unicêntricos) e com múltiplos centros de rotação (policêntricos). Os problemas mais recorrentes no caso das órteses de joelho unicêntricas são que não executam a movimentação natural do joelho, pois o joelho possui um eixo de rotação policêntrico. Os problemas das órteses policêntricas são que, ainda policêntricas, não executam a movimentação natural do joelho, pois o joelho possui outro tipo de policentricidade. Além desses inconvenientes, ambos os tipos de órteses apresentam o problema de migração.

Neste trabalho é apresentada uma análise da cinemática articular do joelho para identificar os principais movimentos naturais com que deve acoplar o knee brace funcional. Na sequência será analisada a cinemática dos modelos de knee braces disponíveis no mercado, para obter o percurso realizado pelo centro instantâneo de rotação. Críticas e sugestões são levantadas em base a comparações concretas vindas das análises cinemáticas e funcionais aqui realizadas, e também em base aos efeitos funcionais e problemas relatados por outros autores.

2. CINEMÁTICA DO JOELHO: UMA ANÁLISE DOS MOVIMENTOS FUNDAMENTAIS

A movimentação do joelho está governada pelas restrições cinemáticas impostas pelas diferentes estruturas anatómicas que o compõem. Estas estruturas incluem a patela, fêmur, tíbia, ligamentos, meniscos e os músculos. A interdependência destas estruturas é tão intrínseca que a lesão de qualquer uma delas leva à deterioração da articulação

como conjunto, como indicado por Woo et al., (1998). Neste aspecto, os ligamentos são particularmente vulneráveis a entorses e rupturas, principalmente o ligamento anterior cruzado ou LCA.

Seguindo uma descrição anatômica e funcional, o movimento dos côndilos femorais sobre o platô tibial provoca o efeito de rolamento e deslizamento (Kapandji et al., 2000), que pode ser observado mais claramente no plano sagital. Nesse plano, desde a posição de extensão máxima, em 0° , até aproximadamente os primeiros 30° de flexão, o fêmur rola sobre a superfície tibial fenômeno conhecido como *rollback* (Figura 1). Em ângulos de flexão superiores a 30° , a taxa de deslizamento aumenta significativamente em relação ao rolamento, de modo que os côndilos femorais tendem a manter um ponto fixo de rotação sobre o platô tibial. O movimento de rolamento pode ser facilmente entendido em termos da operação dos ligamentos cruzados. Eles promovem restrições cinemáticas aos côndilos femorais de forma que deslizam sobre a superfície tibial em sentido inverso ao doseu rolamento (Kapandji et al., 2000). Durante a flexão, o LCA age dirigindo o fêmur para frente. Portanto o LCA é responsável pelo deslizamento do côndilo femoral para diante, associado ao seu rolamento para trás. Visto desta forma, pode-se dizer que o LCA é o principal limitador do deslocamento anterior da tibia em relação ao fêmur, ou seja, evita que a tibia avance para diante em relação ao fêmur. Outra importante função do LCA é limitar a rotação axial do fêmur em relação à tibia. Outro movimento característico do joelho humano é o denominado *screw-home*, que ocorre no plano transversal, e corresponde à rotação interna tibial nos primeiros 20° de flexão do joelho, a partir de uma extensão máxima da articulação.

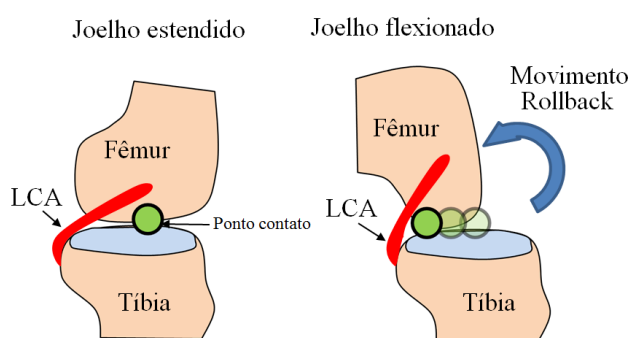


Figura 1. Movimento *rollback* no joelho. O ponto de contato ósseo recua nos primeiros 30° de flexão aproximadamente.

Considerando uma ativação dos músculos da perna, a movimentação do joelho passa a se denominar movimentação ativa. Ali, o joelho pode se movimentar em seis graus de liberdade (6-DOF), sendo três translações e três rotações (Woo et al., 1999), como apresentado na Tabela 1 e na Figura 2.

Tabela 1. 6-DOF do joelho na movimentação ativa.

3 TRANSLAÇÕES	3 ROTAÇÕES
Posterior-Distal (P-D)	Interna-Externa (I-E)
Anterior-Posterior (A-P)	Varus-Valgus (V-V)
Medial-Lateral (M-L)	Flexion-Extension (F-E)

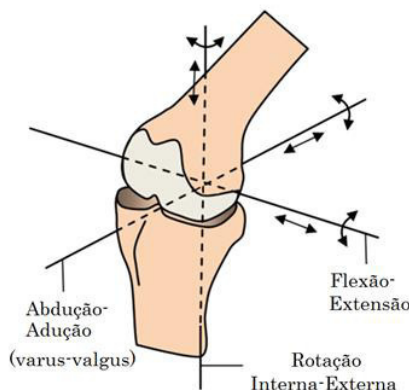


Figura2. 6-DOF do joelho na movimentação ativa

Quando não existe ativação muscular no joelho e os ângulos de flexão são impostos, desde a extensão máxima até a flexão máxima, o fêmur segue uma trajetória unívoca e espacial em relação à tíbia. Esta movimentação é denominada

de movimentação passiva e sua importância reside nos seguintes fatos: 1. permite a caracterização cinemática do joelho por obtenção da família dos eixos instantâneos helicoidais (IHA) durante a flexão-extensão; 2. permite obter a trajetória espacial de 1-DOF do fêmur relação à tibia ao longo da flexão-extensão; 3. é guiado unicamente por restrições cinemáticas impostas pelos ligamentos e superfícies articulares. A figura 3 representa a família dos eixos instantâneos helicoidais (IHA) durante a flexão-extensão do fêmur em relação à tibia. Ali pode-se evidenciar o policentrismo do joelho, que difere para cada côndilo. Se interceptarmos o IHA com o plano sagital à altura do côndilo medial, obtém-se uma curva côncava. Ao realizar esse processo no côndilo lateral, obtém-se uma curva convexa.

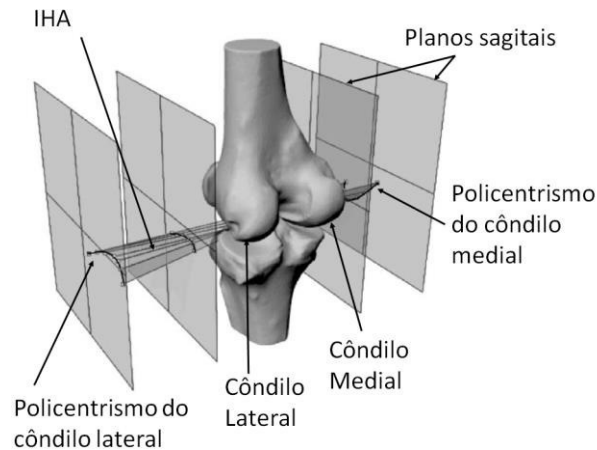


Figura 3. Família dos eixos instantâneos helicoidais (IHA) durante a flexão-extensão do fêmur em relação à tibia (Adaptado de Bertomeu et al, 2007).

3. CINEMÁTICA DAS ÓRTESES UNICÊNTRICAS

O problema mais recorrente no caso das órteses de joelho unicêntricas é que não executam a movimentação natural do joelho, pois o joelho possui um eixo de rotação policêntrico. Além disso, as órteses unicêntricas promovem o desgaste da superfície articular em uma região concentrada, pois o mecanismo da órtese tem um movimento de rotação pura e restringe o movimento natural do joelho, ou seja, evita que o fêmur role sobre a superfície da tibia (Figura 4).

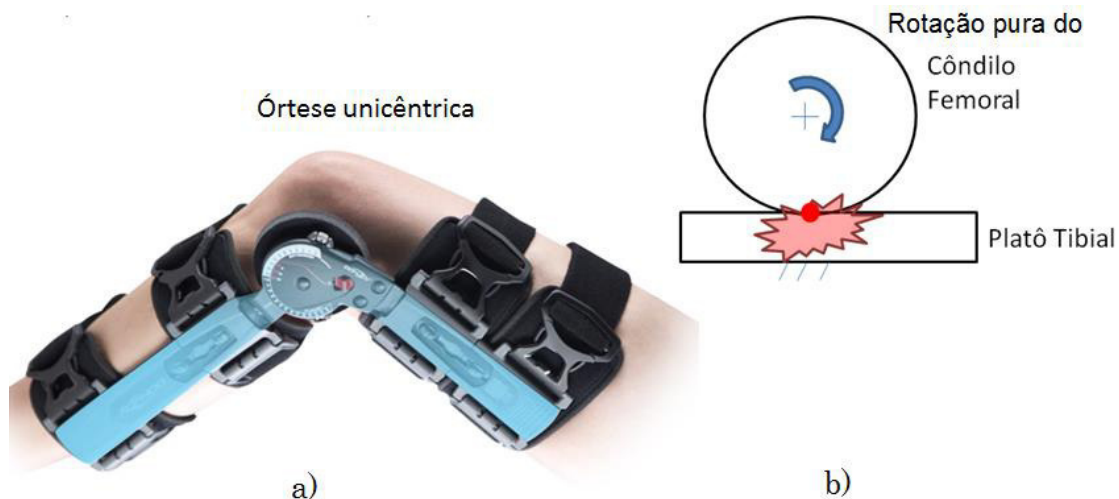


Figura 4. a) Órtese unicêntrica; b) Movimento promovido por órtese unicêntrica: restringe o *rollback* e promove a rotação pura do côndilo femoral em um ponto concentrado do o platô tibial, provocando de desgaste.

4. CINEMÁTICA DAS ÓRTESES POLICÊNTRICAS

Uma limitação das órteses policêntricas é que, ainda policêntricas, não executam a movimentação natural do joelho, pois o joelho possui outro tipo de policentricidade. Os centros de rotação do côndilo lateral formam uma trajetória convexa, enquanto os do côndilo medial formam uma trajetória côncava (Figura 5).

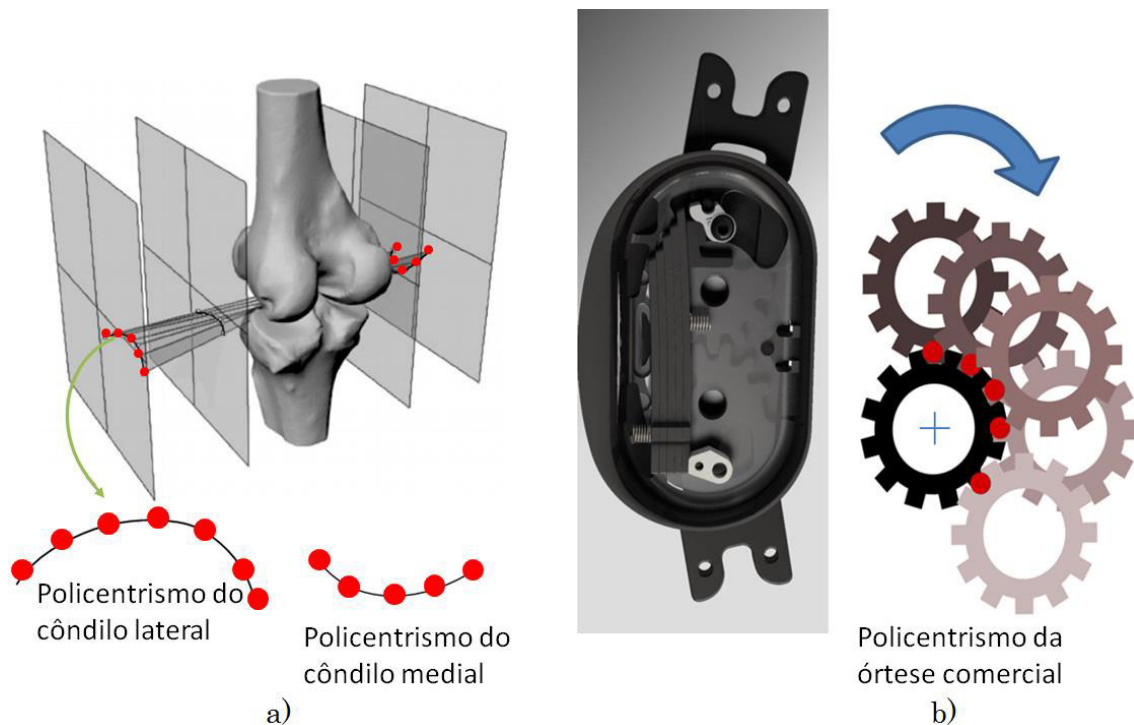


Figura 5. Diferença entre o policentrismo do joelho e o da órtese durante o movimento de flexão mantendo a tíbia fixa. a) trajetória policêntrica do joelho; b) trajetória policêntrica da órtese.

5. OUTROS AUTORES QUE JÁ EVIDENCIARAM FALHAS NAS ÓRTESES

Problemas aqui abordados em forma teórica, junto com outras desvantagens de uso, foram já evidenciados em trabalhos anteriores, mas por metodologias experimentais. Por exemplo, no relacionado ao movimento desenvolvido pelos *knee braces*, Walker P. S. et al (1985), indica que as órteses de joelho usadas atualmente têm um eixo fixo que define um único eixo de rotação. Outras usam articulações policêntricas que produzem, durante a flexão, uma movimentação anterior da tíbia em relação ao fêmur para tentar reproduzir o movimento anatômico de “roll back”. Porém, essas órteses policêntricas produzem uma movimentação igual em ambos os lados do joelho, lateral e medial, perdendo a precisão do movimento anatômico e do “roll back” natural. Acrescenta ainda que, independentemente de a movimentação do joelho humano seja representada por um eixo fixo ou policêntrico, é essencial uma precisa reprodução da movimentação natural, caso contrário pode provocar lesões na articulação. O erro existente entre a movimentação natural do joelho e a imposta por uma órtese não compatível é compensado pela deformação do tecido suave (pele, ligamentos, cartilagem) ou por deslizamento da órtese na pele.

Uma decorrência da falta de acoplamento entre os movimentos órtese-joelho pode causar graves consequências. Walker P.S. (1974) indica que quando é usada uma órtese cujo movimento não reproduz em forma precisa ou natural, no plano sagital ocorrem diferentes localizações dos eixos instantâneos de rotação. Isso pode resultar em impacto nos côndilos, separação condilar, ou ainda um excessivo movimento “roll back” durante a flexão do joelho. Também relacionado ao movimento da órtese, Bertomeu et al (2007) realizou a comparação entre a movimentação natural do joelho e a produzida por dois modelos comerciais de órteses: uma unicêntrica e outra policêntrica. Os resultados revelaram que a órtese monocêntrica comum apresenta um desalinhamento máximo de 27,2 mm. Por sua vez, a órtese policêntrica apresentou um desalinhamento máximo de 23,9mm. Também Bertomeu et al (2007) afirmou que:

1. Nenhuma das atuais órteses segue uma movimentação razoavelmente compatível com a do joelho humano.
2. Desde o ponto de vista clínico, as órteses deveriam adaptar-se adequadamente ao usuário.
3. As articulações mecânicas que guiam o movimento da órtese devem ser cinematicamente compatíveis com a movimentação produzida pelo joelho do usuário, isso significa que uma articulação ótima de órtese é aquela que produz a mesma curva descrita pelo movimento relativo da geometria óssea.
4. Uma articulação baseada em mecanismos de quarto barras é adequada para seguir a movimentação natural requerida e pode ser projetada por métodos de otimização.

Outros pesquisadores são também cautelosos frente à ideia de que órteses funcionais de joelho devem ser considerados como parte de um programa abrangente de reabilitação, ainda que a literatura apoie esta prática. Neste

aspecto, Vailas e Pink (1993) obtiveram dados cinemáticos e de sensores de força que sugerem que as órteses podem produzir algum efeito de restrição mecânica para toda a extremidade inferior em vez de apenas à articulação do joelho. Isto pode trazer implicações biomecânicas desfavoráveis no uso terapêutico.

Outro problema frequentemente relatado é a migração da própria órtese desde sua posição inicial, o que causa desconforto e outros problemas. Brownstein (1998) indica que um dos problemas mais comuns presentes nas órteses funcionais de joelho é a sua migração distal. Isso é de grande relevância, pois as órteses de joelho são amplamente usadas como parte dos protocolos de reabilitação de lesões ligamentares no joelho, pois a função do LCA é restringir o deslocamento anterior tibia, e a do LCP, é restringir o posterior tibial. O problema de migração da órtese foi comprovado para as atividades de caminhada na esteira, na máquina simuladora de subir escadas (stair machine) e no Slide Board, também conhecido como placa de deslizamento, que é usada para simular os movimentos de patinação e realizar exercícios de reabilitação. Este problema já foi relatado por outros autores como Pierrat et al (2015), Lamontagne et al (2003) e Pal (2012).

Considerando os diversos problemas relatados às órteses ou knee braces, Cawley et al (1991) recomenda que as investigações futuras devam abordar os aspectos fisiológicos das órtese funcionais de joelho, e ainda, que os fabricantes de estas órteses assumam maior responsabilidade na validação nos projetos existentes e futuros.

Wolters (2008) relata estudos indicando resultados negativos do uso de órteses funcionais em atletas em comparação com demais que não fizeram uso de qualquer dispositivo e aponta a limitação destas órteses no controle da rotação axial e mesmo falhas mecânicas e desalinhamentos devido a estresse repetitivo do mecanismo. Aponta também para a necessidade destes dispositivos em garantir a reprodução da movimentação natural do joelho.

Mais recentemente, diversas evidências clínicas e biomecânicas relatadas em Smith et al (2014) sugerem que os dispositivos atuais não são suficientes para reproduzir ou restaurar a biomecânica natural do joelho, em particular nos casos de LCA deficiente ou em proteger as estruturas do joelho nos indivíduos com LCA reconstituído. Este trabalho também indica não haver consenso quanto à melhoria de longo prazo nos resultados de pacientes com LCA reconstituído, exceto em algumas atividades específicas, notadamente em praticantes de ski e esportes correlatos. Desta forma, parece não haver consenso na comunidade quanto à funcionalidade global das órteses. Estudos e resultados diversos in-vivo, in-vitro e por modelagem matemática corroboram esta ideia, além do fato de ter havido uma diminuição gradativa na prescrição de tais dispositivos por cirurgiões nos EUA, ainda que 63% deles prescrevem as órteses nos casos de cirurgias de enxerto do LCA. Benefícios como aumento da estabilidade do joelho e proprioceptivos com melhoria da confiança do paciente são também relatados Smith et al (2014) para o uso de órteses funcionais. Os autores corroboram conclusões de outros trabalhos, destacando a necessidade de aprofundar as pesquisas para melhoria do projeto destas órteses, seja na reprodução da cinemática natural do joelho como na relação força-flexão sobre o LCA, este um importante requisito de projeto.

É sugerido que o design de knee braces seja baseado no projeto de mecanismos, considerando a relação entre a cinemática direta do mecanismo e a sua topologia e geometria. Ali a cinemática direta do knee brace deve ser similar à movimentação passiva do joelho de 1 grau de liberdade. Para tanto, as juntas da órtese devem replicar as trajetórias policêntricas dos côndilos, restringindo os demais movimentos. A solução aqui proposta é uma cadeia cinemática que promova lateralmente 1 DOF e medialmente 2 DOF. Para tanto, dois mecanismos (um em cada extremidade lateral do joelho) devem ser especificados e existem cadeias cinemáticas que satisfazem tais requisitos Tsai (2000), como pares de engrenagens, elos de duas juntas rotacionais, mecanismos de 4 barras especiais, etc.

7. CONCLUSÕES

No presente manuscrito foi apresentada uma análise da cinemática articular do joelho para identificar os principais movimentos naturais com que devem acoplar as órteses funcionais do tipo knee brace. Foi discutida a cinemática dos modelos destas órteses disponíveis no mercado e, em base a isso, críticas foram levantadas. A principal sugestão que pode ser concluída deste trabalho é promover um aprimoramento no projeto e design dos knee braces, levando uma maior consideração na cinemática natural do joelho, e aos demais problemas aqui relatados, como deslocamento do soquete do knee brace. Técnicas baseadas no projeto de mecanismos que consideram fatores como a cinemática produzida e a geometria do mecanismo poderiam ser utilizadas como ferramentas analítico-construtivas destes dispositivos. De forma a reproduzir a movimentação natural do joelho, as órteses devem replicar as trajetórias policêntricas dos côndilos e apresentar cinematicamente um grau de liberdade espacial, restringindo e protegendo os demais. Para tanto, a cadeia cinemática deve prover lateralmente 1 DOF e medialmente 2 DOF. Para tanto, dois mecanismos (um em cada extremidade lateral do joelho) devem ser especificados e existem cadeias cinemáticas que satisfazem tais requisitos Tsai (2000).

Por fim, cabe destacar que o projeto de uma órtese funcional vai além do projeto cinemático do mecanismo, pois engloba também a geometria e as formas de fixação na coxa e panturrilha, o que contribui para os aspectos de distribuição de força e alavancagem da órtese, bem como dos materiais utilizados nos seus diversos componentes.

8. REFERÊNCIAS

1. BERTOMEU, José María Baydal et al. Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 31, n. 4, p. 371-383, 2007.
2. BROWNSTEIN, Bruce. Migration and design characteristics of functional knee braces. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 7, n. 1, p. 33-43, 1998.
3. CAWLEY, Patrick W.; FRANCE, E. Paul; PAULO, Lonnie E. The current state of functional knee bracing research: a review of the literature. **The American journal of sports medicine**, v. 19, n. 3, p. 226-233, 1991.
4. KAPANDJI, A. et al. Fisiologia articular. Editorial Médica Panamericana, 2000.
5. LAMONTAGNE, Mario; SINGER, Jonathan; XU, Lanyi. Knee brace migration: determining the relative kinematics of the leg and brace during cycling. **Gait Posture**, v. 18, p. S87-S88, 2003.
6. PAL, Shalmali. Minimizing the effects of knee brace migration. 2012. Lermagazine. Documento Online: <<http://lermagazine.com/article/minimizing-the-effects-of-knee-brace-migration>>. Acessado em 11/11/2017.
7. PIERRAT, Baptiste et al. Characterisation of knee brace migration and associated skin deformation during flexion by full-field measurements. **Experimental Mechanics**, v. 55, n. 2, p. 349-360, 2015.
8. SMITH, S.D., LAPRADE, R.F., JANSSON, K.S., AROEN, A., WIJDICKS, C.A. Functional bracing of ACL injuries: current state and future directions. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, Vol. 22, No. 5, pp. 1131-1141, Singer-Verlag, 2014.
9. TSAI, L.-W. Mechanism Design: Enumeration of Kinematic Structures According to Function, CRC Press, 2000.
10. VAILAS, James C.; PINK, Marilyn. Biomechanical effects of functional knee bracing. **Sports Medicine**, v. 15, n. 3, p. 210-218, 1993.
11. WALKER, P. S. et al. External knee joint design based on normal motion. **J Rehabil Res Dev**, v. 22, n. 1, p. 9-22, 1985.
12. WALKER, P.S. Engineering Principles of Knee Prostheses (Chapter 20). **Helfet AJ: Disorders of the Knee**. Philadelphia PA, J. B. Lippincott Co. ,1974
13. WOLTERS, B.W. “Knee orthoses for sports-related disorders”. In: AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices, org. by Hsu, J., Michael, J., Fisk, J., 4th. ed. Elsevier, 2008.
14. WOO, S., FOX, R., SAKANE, M., LIVESAY, G., RUDY, T. and FU, F. “Biomechanics of the acl: Measurements of in situ force in the acl and knee kinematics”. **The Knee**, Vol. 5, No. 4, pp. 267–288, 1998.
15. WOO, S.L., DEBSKI, R.E., WITHROW, J.D. and JANAUSHEK, M.A. “Biomechanics of knee ligaments”. **The American journal of sports medicine**, Vol. 27, No. 4, pp. 533–543, 1999.

9. AGRADECIMENTOS

Agrademos à Universidade Federal de Santa Catarina, Campus Blumenau.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.