



UM MAPA CONCEITUAL DOS ESTUDOS SOBRE MODELOS COMPUTACIONAIS BIOMECÂNICOS DO JOELHO HUMANO

CARLOS ALBERTO COSTA¹, PAULO ROBERTO LINZMAIER¹, SUZETE GRANDI²,
GUSTAVO FERRARI¹

¹Universidade de Caxias do Sul

Área de Conhecimento de Ciências Exatas e Engenharias

Rua Francisco Getúlio Vargas, 1130

Caxias do Sul – RS – 95070-560 – Brasil

²Universidade de Caxias do Sul

Área de Conhecimento de Ciências da Vida

Centro Clínico da Universidade de Caxias do Sul

Rua Francisco Getúlio Vargas, 1130

Caxias do Sul – RS – 95070-560 - Brasil

(Recibido 15 de febrero de 2019, para publicación 22 de julio de 2019)

Resumo – Esse trabalho apresenta um levantamento de estudos científicos sobre modelos computacionais associados a biomecânica do joelho humano. A motivação do estudo é fruto da crescente utilização de tecnologias computacionais para criação e simulação de modelos que representam a biomecânica do joelho, considerada a articulação mais complexa do corpo humano. Para o desenvolvimento do trabalho, foi realizado um levantamento dos estudos sobre o tema, por meio de uma revisão sistemática da literatura. Foram consideradas as palavras-chave joelho, tensões, deformações e elementos finitos. As bases de dados pesquisadas compreenderam os Periódicos da Capes; *Directory of Open Access; High Wire; Oxford Journals* e *Science Direct*, sendo o período de pesquisa de 2005 a 2016. Inicialmente, foram levantados 126 artigos que, após análise, resultaram em 32, que atenderam o escopo da pesquisa. Esses artigos foram estudados, analisados e classificados nas seguintes categorias de análise: tipos de movimentos e cargas; modelos constitutivos utilizados; foco do estudo; modelo e geometria utilizados; e elementos de estudo. Além dessas, uma sexta categoria foi definida denominada de grandes áreas de estudo da engenharia. Assim, a contribuição desse trabalho está na criação e proposição de um mapa classificatório das principais áreas a serem consideradas quando se deseja avançar nos estudos sobre a biomecânica computacional do joelho humano. Embora os estudos nessa área tenham crescido nos últimos anos, ainda são observadas dificuldades na modelagem computacional das geometrias presentes no joelho e, consequentemente, nas malhas geradas para estudos dos elementos finitos. Finalmente, por possuir um corte transversal, constantes levantamentos devem ser realizados para complementar a pesquisa.

Palavras-chave – Classificação, elementos finitos, modelos constitutivos, tensão e deformação.

1. INTRODUÇÃO

O joelho é considerado uma das articulações mais complexas do corpo humano em termos de biomecânica e está sempre sujeito a sofrer lesões, sejam elas traumáticas ou degenerativas [1,2]. Esta articulação vem sendo estudada ao longo dos anos do ponto de vista da anatomia por diversos autores [2-4]. Atualmente a incidência de lesões em ligamentos do joelho ocorre em 3% da população, sendo que em 80% dessas ocorrem rupturas (parciais ou totais) do Ligamento Cruzado Anterior (LCA), que é responsável por grande parte dos esforços recebidos pelo joelho [5]. Somente nos Estados Unidos, estima-se que ocorram cerca de 80.000 rupturas de LCA por ano, o que equivale a quase um bilhão de dólares gastos no tratamento deste tipo de lesão [6]. Esse cenário, motiva a realização de estudos envolvendo diversas áreas em torno da biomecânica do joelho humano, proposta desse artigo. Os artigos científicos sobre modelos computacionais aplicados à biomecânica do joelho demonstram uma grande diversidade de temas com aplicações variadas [7-12]. Em vista disso, considera-se importante classificar e discutir, mesmo que preliminarmente, tais artigos, sendo esse o foco desse trabalho, ou seja, realizar um apanhado dos temas envolvendo os estudo

sobre modelos computacionais aplicados a biomecânica do joelho humano, e propor uma classificação para os focos e ênfases desses estudos e pesquisas.

Assim, a partir de uma pesquisa bibliográfica de artigos relacionados ao tema da biomecânica do joelho, com ênfase nos modelos computacionais, um conjunto de artigos foi selecionados. Posteriormente, cada um desses artigos foi analisado e classificado segundo áreas das ciências mecânicas, ênfase dos autores do artigo. Também foram considerados os tipos de propriedades mecânicas implicadas na articulação do joelho e os tipos de abordagens utilizadas para captura, representação e simulação dos componentes físicos e mecânicos desta articulação. Os resultados encontrados foram analisados e um mapa dos assuntos envolvidos no estudo da biomecânica do joelho é proposto.

Algumas características e propriedades mecânicas que foram consideradas e analisadas nos artigos estudados no contexto desse trabalho. Isso foi necessário no sentido de permitir uma melhor compreensão e classificação do foco dos artigos. Entre algumas dessas pode-se citar: comportamento elástico e hiperelástico; comportamento linear e não-linear; material isotrópico e anisotrópico; comportamento viscoelástico, entre outras. Contudo, apesar de tais conceitos terem sido importantes para o desenvolvimento do estudo, os mesmos não são vitais para a compreensão dos resultados apresentados nesse trabalho.

A próxima seção apresenta o método empregado para a realização deste estudo, seguida por uma estratificação dos resultados obtidos e uma proposta de modelo conceitual do tema abordado. Finalmente, as conclusões são apresentadas.

2. MÉTODO UTILIZADO NA PESQUISA

Para a realização do levantamento de artigos uma revisão sistemática da literatura [13] foi realizada. Para tanto, os seguintes passos foram seguidos: pesquisa preliminar, definição das palavras-chave, definição das bases de dados a serem pesquisadas e definição do período de análise.

A pesquisa preliminar foi realizada em bases de dados de forma aleatórias a fim de encontrar artigos pertinentes ao tema. Utilizou-se os seguintes termos: joelho, biomecânica e modelos computacionais, agrupados na forma de “AND”. Com base nos artigos encontrados realizou-se uma primeira análise, considerando as palavras-chave joelho; tensão; deformação, elementos finitos. Como a pesquisa também foi realizada em bases internacionais, as palavras-chave em inglês *Knee; strain; stress; finite element*, foram utilizadas. Ou seja, a pesquisa foi realizada em ambas as línguas, inglês e português.

Especificamente, para o processo final de busca dos artigos, foram definidas as seguintes especificações: palavra presente somente no título: Joelho (*Knee*); palavras presentes no título, resumo e texto – joelho e biomecânica (*knee and biomechanics*); e uma variável, que poderia compreender qualquer uma das seguintes palavras; tensão ou deformação ou elementos finitos (*stress or strain or finite element*).

Com base nisso, foram definidas as bases de dados a serem utilizadas para a pesquisa. Para isso foram consideradas as bases às quais a Universidade de Caxias do Sul possui acesso livre de artigos na íntegra, sendo elas: Periódicos da Capes; *Directory of Open Access; High Wire; Oxford Journals; Science Direct*. Paralelamente a tal definição e com base na pesquisa prévia, foi definido o período de análise, sendo considerados artigos publicados entre 2005 até o presente 2016. Foram consideradas publicações de *journals* e conferências internacionais da área. Os artigos foram analisados por dois dos pesquisadores e autores desse trabalho.

A busca seguindo os critérios metodológicos descritos acima resultou em 126 artigos. Esses artigos foram ainda submetidos a critérios de exclusão seguindo os passos descritos abaixo:

- leitura do título: caso o título esteja alinhado com o tema de pesquisa, procede-se a leitura do resumo, caso contrário, define-se a área de estudo e separa-se o artigo;
- leitura do resumo: caso o resumo esteja relacionado com o tema de pesquisa, procede-se a leitura do artigo, caso contrário, define-se a área de estudo e separa-se o artigo;
- leitura do artigo completo para compreensão e classificação da sua área de estudo.

Os artigos foram então classificados por área de estudo, sendo que 60 foram separados pelo título, 22 pelo título e leitura resumo e os outros 44 foram lidos por completo para definição da área de estudo. A classificação diz respeito à área predominante de estudo, não excluindo a interação com outras áreas, pois

o conteúdo tratado é por natureza interdisciplinar. Uma análise geral para esses 126 artigos foi realizada considerando os seguintes itens: ano de publicação; país; área profissional; e periódicos. A pesquisa foi conduzida entre maio e outubro de 2016.

Baseado nas leituras e análises dos textos, obteve-se um resultado com 32 artigos que apresentaram estudos sobre modelos computacionais aplicados à biomecânica do joelho. Estes são discutidos e analisados nesse trabalho, conforme pode ser observado na próxima seção.

3. RESULTADOS DA PESQUISA BIBLIOGRÁFICA

3.1. Análise geral dos artigos

A Fig. 1 mostra uma classificação dos 126 artigos identificados, por país de origem e área de estudo. O maior número de publicações está relacionado com as áreas de medicina e engenharia, sendo que especificamente no caso da China foram encontrados 21 artigos na área da fisioterapia. Percebe-se também que os Estados Unidos apresentam a maior quantidade de publicações, seguido pela China, Canadá, Alemanha, Japão e França. Para essa consideração, foram considerados os autores principais da publicação por meio da identificação do centro de pesquisa predominante.

A Fig. 2 apresenta o número absoluto de publicações em função do período estudado. Percebe-se uma certa uniformidade de publicações e um aumento a partir de 2012. Os dados de 2016 são até outubro.

Na Fig. 3 mostra o percentual de publicações que se referem exclusivamente à aplicação de modelos computacionais à biomecânica do joelho. Nota-se que há um pequeno avanço na quantidade de publicações conforme os anos foram progredindo, nos intervalos de estudo de 2006 a 2010 e de 2011 a 2015.

Quanto aos periódicos que mais apresentam artigos nas áreas, pode-se citar: *Journal of Biomechanics*, *Clinical Biomechanics*, *Medical Engineering and Physics*, *Journal of Orthopaedic Research* e *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*.

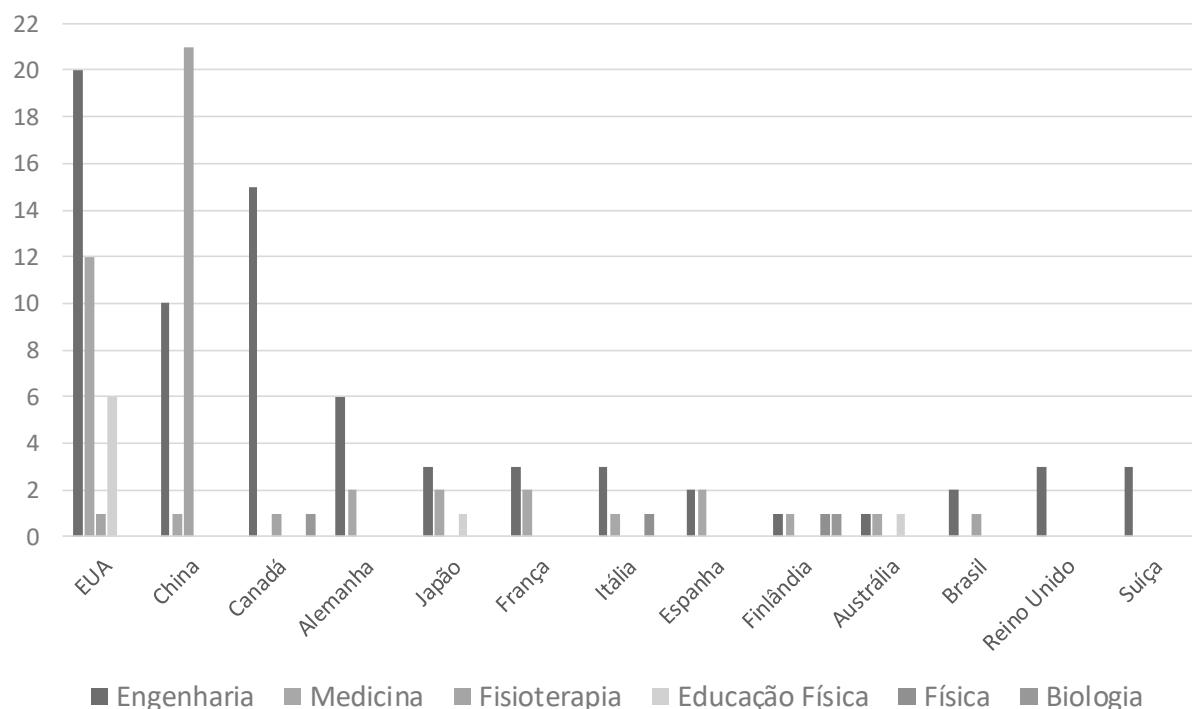


Fig. 1. Artigos por país e área de classificação.

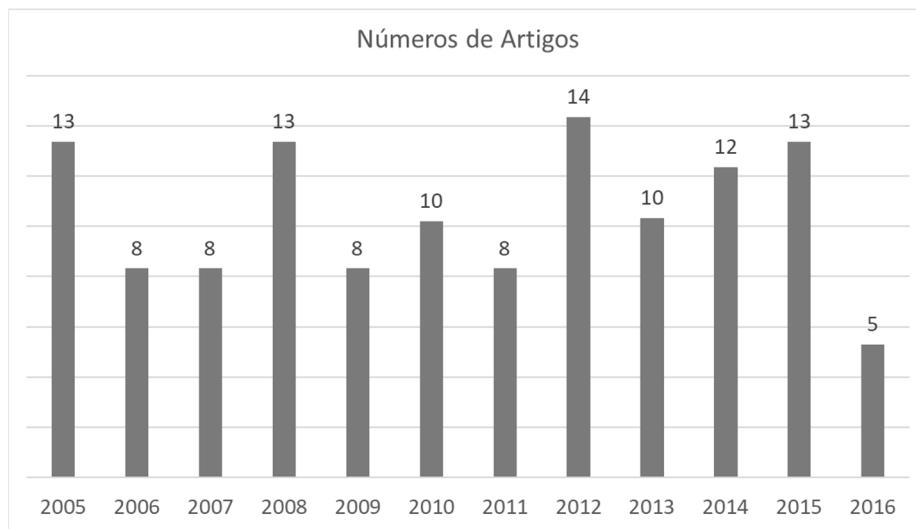


Fig. 2. Distribuição das publicações entre 2005 e 2016 (126 artigos).

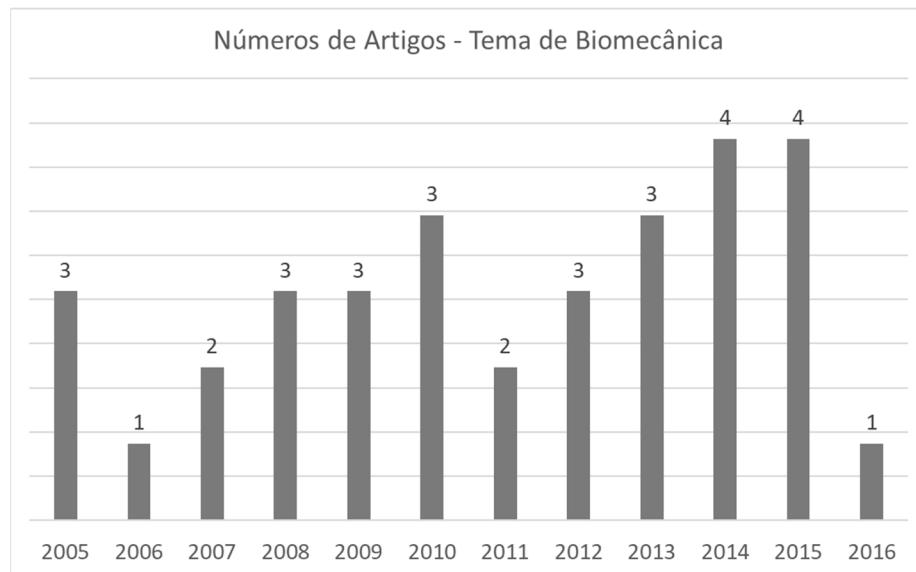


Fig. 3. Distribuição das publicações de interesse (32 artigos).

3.2. Uma breve discussão dos artigos de interesse

Nesta seção são apresentados de forma breve os temas discutidos pelos 32 artigos selecionais. Tais artigos aparecem com o símbolo (*) nas referências desse artigo.

Peña *et al.* (2005) [14] realizaram a geração de um modelo tridimensional do joelho a fim de estudar o comportamento da articulação após meniscectomia. O modelo computacional foi gerado através de imagens de Ressonância Magnética (RM), sendo as geometrias de ossos, ligamentos e cartilagens extraídas manualmente. Os ligamentos foram considerados hiperelásticos, os ossos rígidos e as cartilagens como lineares elásticas, isotrópicas e homogêneas. Foi aplicada uma força de 1150 N (Newtons) no fêmur e obtiveram uma distribuição linear dessa carga nos meniscos saudáveis, além de uma carga distribuída em excesso na região lateral da meniscectomia completa.

Peña *et al.* (2006) [15] geraram um modelo tridimensional por meio de RM com segmentação manual, a fim de estudar como as diferenças de angulação na realização do túnel ósseo em cirurgias de reconstrução de LCA influenciam nas tensões e flexões do joelho. Obtiveram diferentes valores de ângulo de flexão do

joelho e de tensão no LCA em função do ângulo de túnel, além de diferentes valores de tensão de compressão para os meniscos, mostrando a relação da distribuição de esforços entre as estruturas do joelho.

Shirazi-Adl e Mesfar (2007) [16] estudaram numericamente como o procedimento de *Maquet* afeta a tensão no tubérculo, tibia e fêmur. Realizaram estudos para diferentes flexões e constataram que a cirurgia é eficaz para extensão completa, mas ineficaz para 90° de flexão. Adicionalmente, os autores utilizaram um modelo validado de elementos finitos não-linear do joelho e detalharam seus ângulos de flexão para dois casos de cargas, sendo um deles uma simulação do peso da perna e outra uma força de 30N, atuando no tornozelo. Ficou comprovado que o exercício de flexão do tipo “*open-kinetic-chain*” deve ser evitado quando realizado sob grandes ângulos de flexão e forças de resistência [17].

Lavagnino et al. (2008) [18] desenvolveram um estudo para compreender como os esforços atuam na tendinopatia (*jumper's knee*). Foram realizados estudos em modelo computacional de duas dimensões e cinco joelhos de cadáveres a fim de compreender como se dava a tensão no *jumper's knee*. Os resultados comprovaram a dificuldade pós-operatória que os atletas sofrem para retornar às atividades.

Shirazi e Shirazi-Adl (2009) [19] estudaram o comportamento da articulação do joelho após meniscectomia e reconstrução de LCA sobre carregamento combinado. Utilizaram um modelo previamente validado por eles e conferiram que ao imprimirem uma carga combinada, os comportamentos diferiram, mas os valores finais de resistências ficaram muito próximos. Ainda, de forma complementar os mesmos autores realizaram ensaios computacionais sobre as forças de compressão e como elas atuam nos defeitos do joelho (danos de cartilagem, danos nos ossos, crescimento excessivo de ossos, separação de osso e cartilagem, fibras de colágeno desorientadas) [20]. Aplicaram uma força de compressão de 2000N e simularam estes danos. As variáveis pouco mudaram em relação aos joelhos saudáveis.

Trilha Junior et al. (2009) [21] tiveram como objetivo construir um modelo tridimensional que pudesse ser usado para simular as forças mecânicas impostas aos ligamentos durante flexão. Obtiveram o modelo através de um scanner por laser e consideraram ligamentos como anisotrópicos, os quais possuem uma curva Tensão x Deformação quase linear. Aplicaram uma força de 100 N na direção frontal da tibia e obtiveram gráficos de tensões para os ligamentos LCA, LCL, LCM e LCP.

O estudo de Subit, Chabrand e Masson (2009) [22] propôs o desenvolvimento de um modelo micromecânico para prevenção de danos e falhas na junção entre ligamento e ossos. Foi utilizado um modelo em duas dimensões chamado *Cohesive zone model theory* (CZMT) como alternativa. Concluíram que a tentativa de extensão para o modelo tridimensional requeria melhores estimativas para ser implementada.

Por meio de imagens de RM, Segal et al. (2009) [23] desenvolveram um estudo que realizou medidas de espessura das cartilagens e posteriores cálculos de tensões a partir destas espessuras, podendo assim prever dores e futuros danos nas cartilagens. Após, foram gerados modelos de joelhos tridimensionais que puseram a prova os valores calculados anteriormente. Esta relação de cálculo entre um e outro deve ser estudada mais profundamente, pois é de difícil construção e há muito para se desenvolver.

Yang et al. (2010) [24] recrutaram três indivíduos sem histórico de problemas no joelho para realizar a geração de modelos tridimensionais a partir de imagens de tomografia e aplicar um estudo sobre o efeito do ângulo do plano frontal tibiofemoral em varo e valgo na tensão e deformação das cartilagens durante agachamento. O estudo contou com dinâmica inversa para as diferentes forças de reação das diferentes pessoas e caracterizou diferentes picos nas forças axiais, estes correspondentes à diferentes forças musculares.

Peng, Liu e Guo (2010) [25] desenvolveram um estudo sobre contato articular entre fêmur e tibia para o movimento de flexão, de 0 a 90°. Através deste modelo puderam prever a máxima pressão na tibia e constataram que quanto maior o ângulo de flexão, maior é a área de contato entre o fêmur e a tibia.

Fernandez et al. (2010) [26] criaram um modelo tridimensional a partir de RM e estudaram o efeito de adesão do tendão patelar (situação comum em pós-cirúrgico de LCA) sobre os carregamentos. As mudanças cinemáticas que este efeito implica são de aumentar a força de contato patelar um aumento na região distal da pressão patelar e aumento de contato na tibia, sendo estes agentes causadores de posterior dor na articulação.

Gu e Li (2010) [27] realizaram um estudo em um modelo tridimensional de joelho obtido através de ressonâncias magnéticas, que leva em consideração as orientações das fibras de colágeno e a pressão do fluido em que elas estão inseridas. Os resultados indicaram que esses fatores influenciam na deformação

da cartilagem articular. Este estudo indica que é necessária a implementação deste modelo para um entendimento da mecânica do joelho de forma mais precisa.

Kazemia *et al.* (2010) [28] estudaram o efeito da pressurização fluida nas cartilagens articulares e sua influência na articulação do joelho. Foram aplicados 300 N compressivos sobre o modelo e os resultados mostraram que a pressurização fluida tem um papel substancial no contato da mecânica da articulação.

A artroplastia total (TKR) foi estudada após uma prótese tibial ser implantada em paciente e o mesmo retornar à clínica com fratura na prótese. O exame determinou que a fratura foi associada a fadiga [29]. Após um modelo de elementos finitos foi implementado para a avaliação e reconstrução do caso, no qual se pensava haver falha de fabricação na prótese. Foi aplicado 160 MPa durante 10 milhões de ciclos e constatado que a fratura era oriunda de sobrecarga na zona próxima ao osso.

Adouni, Shirazi-Adl e Shirazi (2012) [30] realizaram um estudo sobre os efeitos das tensões na fase de apoio da marcha, através de um modelo de elementos finitos já validado e forças retiradas de estudos *in-vivo*. Foi previsto que as forças musculares e a resposta muscular alternam substancialmente. Também a força específica para o LCA atingiu 343 N com 25% de flexão e as forças de contato atingiram seus máximos em 5% e 25%.

Fitzpatrick, Clary e Rullkoetter (2012) [31] estudaram as variações na cinemática e performance funcional do joelho em TKR. Utilizaram elementos finitos para avaliar fatores gerais de cargas, mecânica de contato e forças de ligamentos em próteses Tibiofemorais e Patelofemorais. Constataram que as forças de ligamentos são diretamente influenciadas pelo design das próteses e dependem também de fatores cirúrgicos.

Rao *et al.* (2012) [32] utilizaram 20 joelhos de cadáveres e os modelaram por meio imagens extraídas por RM a fim de avaliar os pontos de contato entre tibia, fêmur e patela. Foi aplicada uma carga de 660 N (semelhante ao peso humano) durante o movimento de extensão. Então foram comparados os resultados experimentais a fim de comprovar se o modelo estatístico criado por eles estava dentro dos parâmetros esperados.

Vairis *et al.* (2013) [33] realizaram um estudo computacional sobre o funcionamento de um novo dispositivo para realização de cirurgia de reconstrução de LCA, através do método de elementos finitos. Forças foram aplicadas em diversas direções e foi comprovado que as maiores tensões se dão quando o mesmo se enrosca em outros objetos não afetando na região de deformação plástica do material em questão.

Abo-Alhol *et al.* (2013) [34] realizaram por meio de elementos finitos uma comparação entre o agachamento de um joelho sadio e um joelho com TKR. Conferiram que todos os joelhos com TKR acabaram por ter mais concentração de tensões e deformações nos ossos subsequentes às próteses.

Um modelo tridimensional de joelho foi criado por meio de tomografia computadorizada para estudar o comportamento da articulação quando aterrissando em total extensão de três alturas diferentes [35]. Concluíram que a aterrissagem em total extensão exerce uma enorme quantidade de pressão na ajunta do joelho, maximizando os riscos de danos conforme forem aumentando as alturas. Podem deformar seriamente meniscos e cartilagens e oferecem risco de contato entre ossos.

Anuar *et al.* (2014) [36] compararam dois tipos de próteses totais de joelho através de elementos finitos sobre o movimento de flexão profunda. Mediram tensões e deformações a fim de compreender como o movimento multidirecional se dá nas próteses totais e conferiram que tais movimentos podem acarretar defeitos por desgaste nas mesmas.

A fim de compreender os esforços no LCA, Marouane, Shirazi-Adl e Adouni (2014) [37] realizaram um estudo em dois modelos já validados de elementos finitos, onde aplicaram 1400N de compressão em quatro graus diferentes de flexão. Obtiveram resultados de mudança nas orientações dos ligamentos colaterais e, compressão em meniscos e forças críticas para o LCA.

A pressão fluida das cartilagens é abordada por Dabiri e Li (2015) [38] sob a ótica de que esta é comprometida por defeitos no tecido. Através de um modelo tridimensional previamente testado e validado, foram simulados 10 casos de defeitos de cartilagens através de FEM. Os resultados mostraram que um pequeno defeito de cartilagem causa redução de 25% da redução do suporte de carga nas cartilagens. O alinhamento cinemático foi também estudado a fim de confirmar que este pode melhorar o pós-cirúrgico dos pacientes. Uma simulação computacional foi utilizada para realizar o alinhamento cinemático e as forças foram medidas através de elementos finitos. Comprovaram que as forças de flexão aumentam conforme os graus de

flexão e o alinhamento cinemático ajuda a deixar os movimentos do paciente mais naturais, além de ter melhores graus de flexão e serem menos solicitados mecanicamente.

Ardestania *et al.* (2015) [39] estudaram as próteses totais de joelho do ponto de vista da fixação, aplicando método de elementos finitos (FEM) para avaliar a confiabilidade e a sensibilidade de quatro designs diferentes (dois designs estabilizados na parte posterior e dois designs com retenção cruzada). Os resultados mostraram que a conformidade dos produtos afeta diretamente na reabilitação do implante, além de haver diferenças nas condições de contato entre cada uma delas.

Rong *et al.* (2015) [40] estudaram um modelo de prótese específico para um paciente e avaliaram suas propriedades mecânicas. As características foram obtidas através de FEM e os resultados mostraram que a distribuição de tensões é melhor do que uma outra prótese projetada anteriormente pelos autores.

Marouane, Shirazi-Adl e Hashemi (2015) [41] quantificaram o papel da inclinação tibial posterior e da força no LCA em marcha simulada. O modelo foi desenvolvido com a parte inferior do quadril. Foi observada a importância do LCA, com 460 N de carga em angulações de 10°, fazendo com que a reabilitação de rupturas de LCA bem como programas de prevenção são extremamente necessários para o retorno às atividades esportivas.

Filardi (2015) [42] simulou computacionalmente as situações de varo e valgo do joelho, considerando um modelo contendo pés, quadril, fêmur, tibia e fibula. Concluíram que as condições mais perigosas ocorrem no contato entre a pélvis o superior do fêmur no caso de joelho Valgo e na interface de contato do joelho para o joelho Varo (*Normal knee configuration; Valgus knee configuration*)

Beidokhti *et al.* (2016) [43] compararam duas maneiras de modelagem do joelho por Elementos Finitos: A dinâmica Implícita e a Dinâmica Explícita. Ambas as alternativas são citadas na literatura e conferem diferentes soluções para a articulação do joelho, tendo em vista a previsão dos efeitos dinâmicos, potenciais problemas de convergência e a precisão de resultados. A dinâmica explícita se deu melhor para simular cargas dinâmicas em simulações de alta velocidade, por diminuir o tempo computacional de resolução.

Coleman *et al.* (2012) [44] realizaram um estudo através de imagens de ressonâncias magnéticas que tomou medidas matinais de 10 pessoas sem sintomas de problemas no joelho. Estes foram submetidos ao mesmo teste ao final da tarde e pôde-se então, criar modelos tridimensionais dos seus joelhos nas duas fases do dia. Por fim, foram aplicados modelos de elementos finitos para compreender a tensão nestes joelhos e comprovar que existe variação da espessura destas cartilagens ao longo do dia

4. DISCUSSÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Baseado no conjunto de artigos estudados, foi proposto um mapa conceitual classificando os tópicos de estudo relacionados a biomecânica computacional do joelho humano (Fig. 4) em 6 categorias de análise. Não foi identificado, pela própria complexidade do assunto, um estudo que abordasse de forma única todas as áreas de estudo do joelho de forma conjunta, sendo as pesquisas focadas em temas mais específicos, com algum nível de multidisciplinaridade. Assim, o mapa proposto nesse trabalho tem por motivação propiciar uma visão macro do tema, podendo ser utilizado como uma proposta de classificação inicial para pesquisas

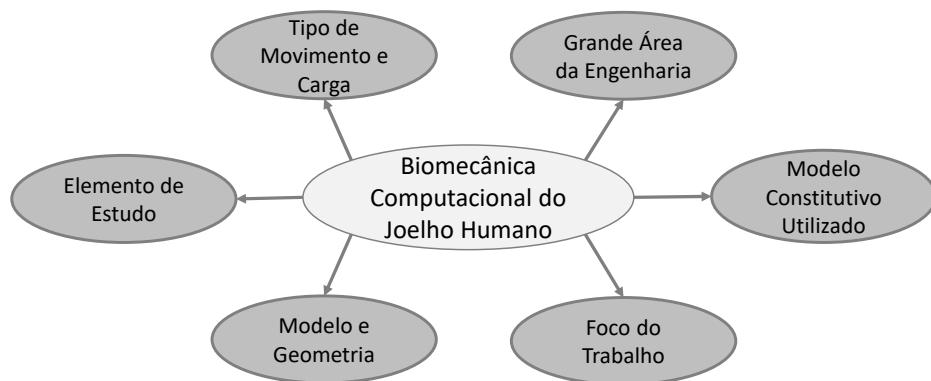


Fig. 4. Categorias de análise definidas com base nos estudos abordados em biomecânica computacional do joelho humano.

nessa área. Não é a expectativa dos autores que tal mapa defina um *framework* único sobre o tema, mas sim fornecer uma visão estruturada da área de estudo sobre o joelho humano.

Dentro da classificação realizada, as categorias de análise foram definidas como: tipos de movimentos e cargas; modelos constitutivos utilizados; foco do estudo; modelo e geometria utilizados; e elementos de estudo. Também foi criada uma categoria de análise chamada grande área da engenharia, que envolve os temas da área das ciências mecânicas.

As categorias de estudo foram decompostas em subcategorias, tentando prover uma visão e classificação mais específica dos estudos. Essas são mostradas nas Fig. 5 e Fig. 6. Observa-se que nos níveis mais

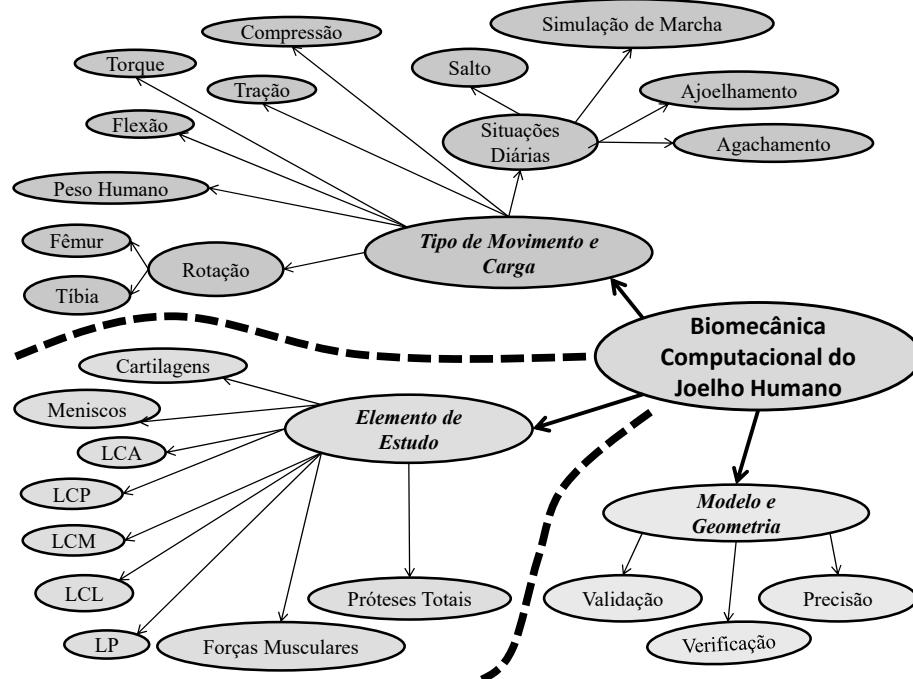


Fig. 5. Detalhamento das categorias de análise Tipo de Movimento e Cargas, Elemento de Estudo e Modelo e Geometria.

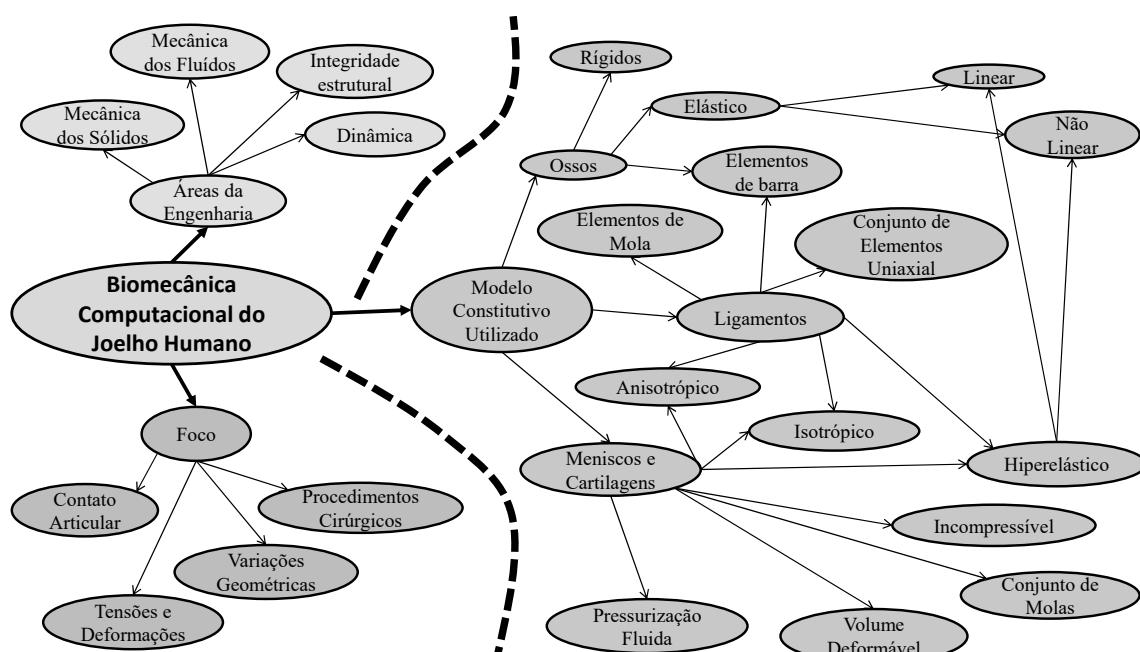


Fig. 6. Detalhamento das categorias de análise Áreas da Engenharia, Modelo Constitutivo Utilizado e Foco dos Estudos.

específicos da decomposição, podem existir similaridades de elementos de estudo, uma vez que esses elementos são a base para diferentes estudos e cenários de pesquisa.

O Quadro 1 apresenta um detalhamento dos principais itens que fazem parte da categoria Elementos de Estudo, sobre o joelho humano, identificados no conjunto de artigos analisados. Cada elemento de estudo apresenta-se associado aos trabalhos que abordaram o mesmo.

A Fig. 7 mostra um detalhamento de três categorias abordadas: Modelos Constitutivos, Elementos de Estudos e Tipo de Movimento e Carga. Em cada uma dessas categorias são apresentados os temas que apareceram com mais frequência com o respectivo número de artigos que os citam entre parênteses.

Foi observado para a representação do joelho, o uso de Modelos Constitutivos com ênfase em três elementos: ossos com 24 artigos, cartilagens com 21 artigos e ligamentos com 17 artigos (Fig. 7). Para modelagem do comportamento mecânico desses elementos são consideradas características relacionadas as propriedades de elasticidade e hiperelasticidade, isotropia e anisotropia, linearidade e não-lineares, e homogeneidade. Do total, 50% dos autores (16) consideraram os ossos como elementos rígidos para os estudos.

Quadro 1. Elementos de estudo abordados nos artigos.

Elemento de Estudo	
Ângulo	Do túnel de cirurgia de reconstrução [14]
	De flexão da articulação [17]
Cartilagens [24,45]	
Contato Articular [25]	
Forças Musculares [30]	
Junção Ligamento-Osso [22]	
LCA LCP LCL LCM [21]	
LCA LCP e Meniscos [37]	
Ligamentos e Cartilagens [41]	
LP [16,18,26]	
Meniscectomia [14,19,28]	
Meniscos e Cartilagens [19,23,27,35,38,42,43]	
Procedimento de reconstrução de LCA [33]	
Próteses Totais [29,31,34,36,36,39,40,44]	
Variações geométricas – Fêmur, tíbia, cartilagem e meniscos [32]	

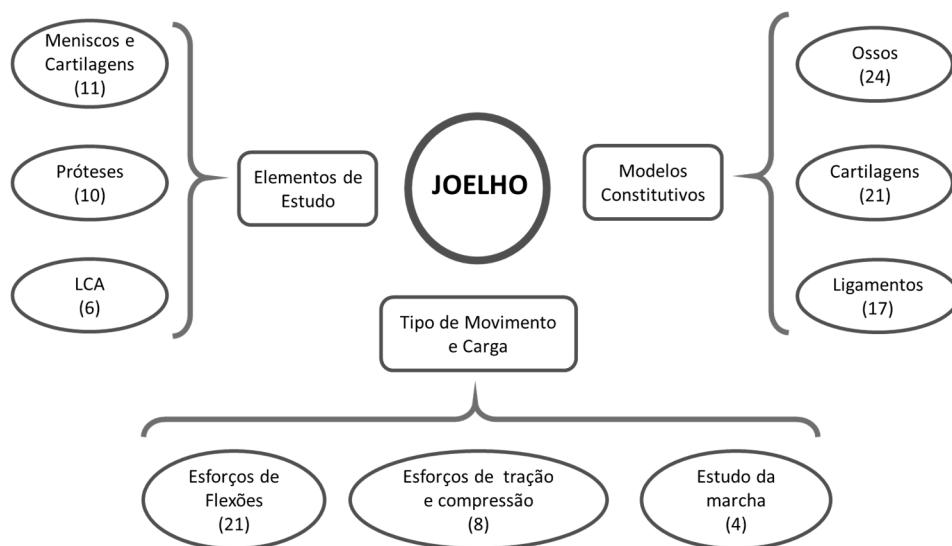


Fig. 7. Categorias de análise e temas mais frequentes.

Quando observado pela ótica dos Elementos de Estudo, ou seja, aplicação final, se destacam, de forma mais predominante, as cartilagens e meniscos, próteses totais ou parciais, e LCA. O LCA, por sua importância na resistência de forças na parte anterior do joelho, aparece citado em 6 dos 32 artigos analisados. Da mesma forma, por sua extrema importância nas condições de suporte de peso e fragilidade quando as forças anormais são aplicadas, as cartilagens e meniscos apareceram em 11 dos 32 artigos analisados. Próteses totais e parciais de cartilagens e meniscos são estudadas por 10 dos artigos selecionados, sendo que estas atrelam propriedades não só de materiais do corpo humano, como materiais biocompatíveis, como titânio e insertos de polietileno. Há ainda um estudo sobre fadiga de prótese. Os demais trabalhos concentram-se em estudos sobre forças musculares, cirurgias de reconstrução, contato articular e demais ligamentos da articulação do joelho (Fig. 7).

Nos Elementos de Estudos, diferentes regiões foram analisadas, por simulação, com diferentes formas de carregamentos, visando uma aproximação do modelo de articulação do joelho. Relativo ao Tipo de Movimento e Carga no joelho, 8 trabalhos (25%) definiram os estudos em termos de tensões e forças estáticas, 10 trabalhos como estudo da flexão (30%) e 4 trabalhos (12%) como o estudo da marcha (Fig. 7).

A Fig. 8 apresenta uma visão do número de artigos por área de estudo da engenharia (Ciências Mecânicas) mostrando que a maior parte dos artigos abordam análises associadas à área de Mecânica dos Sólidos [14,15,16,17,18,19,20,23,24,25,31,32,33,34,35,36,37,39,40,41,42,43,45,46], seguido por um grupo de artigos, mais recentes, na área de Mecânica dos Fluídos [22,26,27,28,30,38], e apenas um artigo na área de Integridade Estrutural [29]. Estes foram classificados através da predominância de assunto presente, porém classificá-los como uma área de concentração, não exclui conhecimentos de outras áreas neles presentes, devido à interdisciplinaridade da biomecânica computacional do joelho.

Os artigos que abordam o uso de modelos computacionais, baseado em análise de elementos finitos, mostram que o maior desafio está na correta atribuição das propriedades mecânicas dos materiais de cada elemento. Nesse sentido, para conseguirem parâmetros mais realistas, alguns trabalhos obtiveram forças e dados experimentais de condições *in-vivo* através de experimentos dinâmicos [24,30,32,34,35].

Baseado nos trabalhos analisados foi observado um consenso na opção de utilização da Ressonância Magnética (RM) como forma de identificar com melhor fidedignidade as estruturas do joelho. Isso se deve pela necessidade de captura de tecidos “moles” o que se torna mais limitado com o uso da Tomografia Computadorizada. É ressaltado também, por parte desses artigos, que como na maior parte dos trabalhos com seres humanos (ou vivos), o uso de imagens do joelho humano também requer a aprovação de um Conselho de Ética ou do paciente de forma explícita.

Nos estudos mais básicos e iniciais, a articulação do joelho era representada por modelo em duas dimensões, enquanto em um joelho real são três dimensões com muitas superfícies deslizantes e interfaces. Além disso, quando considerada a modelagem específica para cada pessoa, tornam-se ainda maiores as dificuldades associadas a geração de modelos numéricos, na construção e simulação do modelo (malhas de

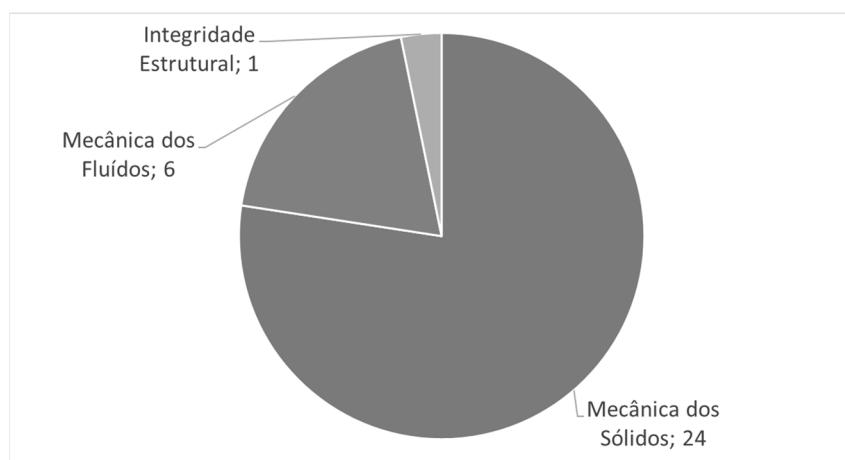


Fig. 8. Número de artigos por área principal das ciências mecânicas.

elementos finitos, elementos de união e propriedades dos materiais) e a validação do modelo final. Portanto, na maior parte dos trabalhos, simplificações do modelo são muitas vezes necessárias. Pôde-se observar que muitos estudos utilizaram modelos computacionais já validados por pesquisas anteriores, por exemplo [7,16,37].

Algumas fronteiras (interfaces) entre tecidos, como partes de meniscos e ligamentos são difíceis de identificar por meio das imagens de RM, requerendo nesse caso um trabalho adicional de ajuste do modelo computacional. Além disso, as superfícies geométricas obtidas por meio de imagens de RM, normalmente necessitam de um processo de refinamento para que possam devidamente processadas numa malha de elementos finitos. O desafio está na definição de uma malha que possa preservar a representação das superfícies de estudo e que possa representar a geometria dos tecidos originais. Se as superfícies resultarem por discordantes da condição *in-vivo*, haverá, em algum nível, divergência de resultados obtidos com o modelo computacional.

O tecido ósseo em sua maioria é modelado como rígido. Alguns autores definem suas propriedades como não-lineares e lineares elásticas [27,29]. Em relação aos ligamentos, as considerações de modelagem para estes elementos podem ser de diversas maneiras, como: elementos de mola, elementos uniaxiais, elementos de barras (únicas e múltiplas), não-lineares, hiperelásticos, isotrópicos e anisotrópicos. Para os meniscos e cartilagens, as considerações podem ser as mesmas dos ligamentos para tensões de compressão ou até mesmo como volumes deformáveis. Nesses estudos, uma das considerações que tem se destacado é a definição de pressurização fluida e a definição das orientações das fibras de colágeno que constituem os tecidos [20,34].

Conseguir incorporar as orientações de fibras de colágeno no modelo tridimensional das cartilagens e meniscos tem se mostrado como um grande avanço nos modelos computacionais biomecânicos. Como certas propriedades físicas dos tecidos dependem da direção em que são medidas (anisotrópicos), é importante utilizar a orientação das fibras como referência. Quando se utiliza um modelo em que suas propriedades não dependem da direção em que a força é aplicada (isotrópicos), este é considerado uma simplificação de modelos mais complexos [21].

A pressurização fluida nos tecidos cartilaginosos é difícil de ser incorporada na modelagem 3D, mas oferece papel importante na mecânica funcional do joelho. Ela consegue prever respostas de cargas aplicadas em curto e longo períodos. Por exemplo, quando a força do corpo é rapidamente aplicada no joelho, uma grande pressão fluida é produzida na cartilagem articular e esta só pode ser devidamente avaliada se forem considerados no modelo ambas, a pressão fluida e a orientação das fibras. A computação de pressurização fluida na junta consome muito tempo de processamento e uma simulação pode levar dias para ser realizada. Além disso, deve-se considerar as dificuldades de convergência numérica do modelo [7,20,27]. Os modelos estudados seguiram uma linha de implementação em que, geralmente, os autores evoluíram seus estudos ao longo dos anos, começando por pequenas deformações e considerações de materiais rígidos, indo para a caracterização de fluxos de fluido e, após, a orientação das fibras de colágeno.

A precisão dos modelos constitutivos é determinada pelas propriedades do material do tecido e pode-se ainda notar que a adequação das medidas e a quantificação das propriedades dos materiais são de grande dificuldade. Características naturais das cartilagens e ligamentos como anisotropia e dependência do tempo requerem estudos de juntas e tecidos em níveis celulares. Todos estes aspectos devem ser considerados para uma boa previsão de resposta à carga da articulação do joelho [7].

Para a modelagem de movimentos e cargas, algumas simplificações foram observadas: o uso de forças estáticas de compressão e tração, omissão de músculos, omissão de meniscos e/ou ligamentos. Diversos tipos de condição de carga foram aplicados, tentando simular, por exemplo, exercícios de agachamento e ajoelhamento, mas dificilmente se consegue replicar uma situação do dia-a-dia, pois as regiões de contato se movimentam com a flexão do joelho. Dado que o joelho possui 6 graus de liberdade, quanto mais incorpora-se cargas de torques e flexões, mais complexa será a resolução do problema em questão [7,22,36].

A verificação de um modelo pode ser feita através da aplicação de geometrias de contato e condições de carregamento mais simples, onde os resultados numéricos podem ser mais facilmente compreendidos. Todas as condições de contato e parâmetros devem ser testadas antes de serem usadas em modelos anatomicamente precisos. A geração automática das malhas de elementos finitos, apesar de ser um bom recurso para acelerar o processo, pode distorcer elementos de geometrias complexas como as do joelho [7,14]. As ferramentas comerciais de trabalho como elementos finitos são desenvolvidos com ênfase em análises

estruturais e aplicações tradicionais de engenharia, sendo seus modelos normalmente são limitados para as aplicações da biomecânica. Isso exige uma adaptação desses modelos, levando em consideração as formas de carregamentos típicas correspondentes às funções biomecânicas do joelho no seu dia-a-dia [30,44].

Muitas validações se limitaram a medidas parciais e segmentadas, escolhendo condições de contato e propriedades de materiais específicos. Estas validações podem indicar que os procedimentos foram feitos corretamente, mas não indicam real prova da validade do modelo. Sendo assim, esses modelos deveriam ser complementados com validações *in-vivo* e medições por meio de RM e/ou TC.

Com relação a validação de modelos em razão da cinemática e cinética, são considerados testes experimentais para geração de dados sobre condições biológicas às quais o corpo está exposto no seu dia-a-dia. Estes dados podem ser utilizados para a verificação, ou validação, do modelo computacional, permitindo uma interpretação minuciosa e coerente dos resultados [24,30].

Como foi explicado por Kazemi, Dabir e Li (2013) [7], matematicamente falando, as múltiplas propriedades dos diferentes elementos que constituem um modelo computacional do joelho só podem ser validadas por meio de testes específicos. Assim, a validação deve se concentrar nas leis constitutivas dos tecidos, pois testes específicos de cada tecido acabam por ser mais avançados do que testes com toda a articulação. Da mesma forma, uma vez que tecidos como cartilagens e ligamentos são bem conhecidos por seus comportamentos não lineares e taxa de deformação sensitiva, a validação desses tipos de modelos deve ser feita através de múltiplas magnitudes e amplitudes de carregamentos.

5. CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou uma revisão sistemática da literatura sobre os modelos computacionais biomecânicos aplicados ao joelho humano. O foco esteve em aplicações relacionadas à biomecânica, com ênfase nas áreas associadas às Ciências Mecânicas, considerando o comportamento da articulação como mecanismo influenciado por diferentes tipos de carregamentos. Do total de 126 de artigos, foram discutidos em profundidade 32 artigos com suas principais considerações. Futuros trabalhos são necessários para que artigos existentes em outras bases de dados, incluindo bases na área da medicina, e.g. Pubmed, Medline-Plus, complementando, assim, o estudo.

Como apresentado, o joelho é uma articulação de grande complexidade e de vital importância para a mobilidade das pessoas. Sendo assim, vem ganhando uma grande atenção por parte de pesquisadores que querem melhor compreender essa articulação, sob a ótica do seu comportamento como mecanismo e as tensões e deformações sofridas pelos seus elementos constituintes.

A análise dos artigos permitiu classificar os estudos em diferentes áreas ou categorias de análise, sendo essas: Modelo Constitutivos Utilizado; Grande Área da Engenharia; Tipo de Movimento e Carga; Elemento de Estudo; Modelo e Geometria e Foco do Trabalho de Pesquisa. Considerando que o trabalho não abordou todos os artigos de todas as bases, outras áreas podem aparecer e a classificação realizada nesse trabalho para essas áreas poderia ser complementada dependendo do viés do autor do trabalho.

Em relação às direções futuras da mecânica computacional do joelho, observa-se a importância de evolução nos estudos sobre o comportamento e propriedades dos diferentes elementos constituintes do joelho. Muitas das ferramentas computacionais de elementos finitos tem despertado sua atenção para a área da biomecânica, por ser esta uma área de grande desafio para as engenharias. Nesse sentido, um possível trabalho futuro seria um levantamento de quais ferramentas computacionais atualmente já apresentam modelos adaptados a biomecânica. Outro estudo que pode ser realizado é como as tecnologias de impressão 3D podem servir como elementos de materialização e validação dos modelos computacionais desta articulação.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq e a FAPERGS pelo apoio financeiro.

REFERENCIAS

- [1] Daniels, D.M., *Knee Ligaments: Structure, Function, Injury and Repair*, Raven Press, New York, NY, USA (1990)
- [2] Maques, P.G.J., *Biomechanics of the knee. With application to the Pathogenesis and the Surgical Treatment of Osteoarthritis*. Springer, Berlin, Heidelberg and New York (1976)
- [3] Goodfellow, J., Hungerford, D.S., Zindel, M., “Patello-femoral joint mechanics and pathology”, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 58-B, 287–299 (1976)
- [4] Shrive, N.G., O’Connor, J.J., Goodfellow, J.W., “Loadbearing in the knee joint”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 131, 279–287 (1978)
- [5] Fleming, B.C., Hulstyn, M.J., Oksendahl, H.L., Fadale, P.D., “Ligament Injury, Reconstruction and Osteoarthritis”, *Current Opinion in Orthopaedics*, 16(5), 354–362 (2005)
- [6] Griffin, L.Y. et al., “Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Risk factors and prevention strategies”, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150 (2000)
- [7] Kamezi, M., Dabiri, Y., Li, L.P., “Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint”, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. Hindawi Publishing Corporation. 1-27 Article ID 718423 (2013)
- [8] Engel, K., Herpers, R., Hartmann, U., *Biomechanical Computer Models. Theoretical Biomechanics*. InTech. Editor Vaclav Klika (2011)
- [9] Eijden, T.M.V., Kouwenhoven, E., Verbug, J., Weijs, W.A., “A mathematical model of the patellofemoral joint”, *Journal of Biomechanics*, 19, 219–229 (1986)
- [10] Abdel-Rahman, E., Hefzy, M.S., “A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint”, *Journal Biomechanical Eng.*, 115, 357–365 (1993)
- [11] Andriacchi, T.P., Mikosz, R.P., Hampton, S.J., Galante, J.O., “Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint”, *Journal of Biomechanics*, 16, 23–29 (1983)
- [12] Chan, S.C.N., Seedhom, B.B., “The effect of the geometry of the tibia on prediction of the cruciate ligament forces: a theoretical analysis”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: *Journal of Engineering in Medicine*, 209, 17–30 (1995)
- [13] Kitchenham, B., “Procedures for performing systematic reviews”, Keele, UK, Keele University, 33, 1-26 (2004)
- [14] Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Palanca, D., Doblaré, M., “Finite element analysis of the effect of meniscal tears”, *Clinical Biomechanics*, 498-507 (2005)
- [15] Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Palanca, D., Doblaré, M., “Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint”, *Clinical Biomechanics*, 598-607 (2006)
- [16] Shirazi-Adl, A., Mesfar, W., “Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads”, *Clinical Biomechanics*, 344-351 (2007)
- [17] Shirazi-Adl, A., Mesfar, W., “Knee joint biomechanics in open-kinetic-chain flexion exercises”, *Clinical Biomechanics*, 23, 477-482 (2008)
- [18] Lavagnino, M., Arnoczky, S.P., Elvin, N., Dodds, J., “Patellar tendon strain is increased at the site of the jumper’s knee lesion during knee flexion and tendon loading”, *The American Journal of Sports Medicine*, 36, 211-2118 (2008)
- [19] Shirazi, R., Shirazi-Adl, A., “Analysis of partial meniscectomy and ACL reconstruction in knee joint”, *Clinical Biomechanics*, 24, 755-761 (2009)
- [20] Shirazi, R., Shirazi-Adl, A., “Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: Effect of osteochondral defects”, *Journal of Biomechanics*, 42, 2458-2465 (2009)
- [21] Trilha, Jr M., Fancello, E.A., Roesler, C.R.M., Moré, A.D.O., Simulação Numérica Tridimensional da Mecânica do Joelho Humano. Acta Ortopédica Brasileira. [periódico na Internet] 17(2), 18-23 (2009)
- [22] Subit, D., Chabrand, P., Masson, C., “A micromechanical model to predict damage and failure in biological tissues. Application to the ligament-to-bone attachment in the human knee joint”, *Journal of Biomechanics*, 42, 261-265 (2009)

- [23] Segal, N.A., Anderson, D.D., Iyer, K.S., Baker, J., Torner, J.C., Lynch, J.A., Felson, D.T., Lewis, C.E., Brown T.D., "Baseline articular contact stress levels predict incident symptomatic knee osteoarthritis development in the MOST cohort", *Journal of Orthopaedic Research*, **27**(12), 1562-1568 (2009)
- [24] Yang, N.H., Nayeb-Hashemi, H., Canavan, P.K., Vaziri, A., "Effect of frontal plane tibiofemoral angle on the stress and strain at the knee cartilage during the stance phase of gait", *Journal of Orthopaedic Research*, 1539-1547 (2010)
- [25] Peng, X., Liu, G., Guo, Z., Finite element contact analysis of a human sagittal knee joint", *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, **10**, 225-236 (2010)
- [26] Fernandez, J.W., Akbarshahi, M., Crossley, K.M., Shelburne, K.B., Pandy, M.G., "Model predictions of increased knee joint loading in regions of thinner articular cartilage after patellar tendon adhesion", *Journal of Orthopaedic Research*, **29**(8), 1168-1177 (2010)
- [27] Gu, K.B., Li, P.L., "A human knee joint model considering fluid pressure and fiber orientation in cartilages and menisci", *Medical Engineering & Physics*, **33**, 497-503 (2010)
- [28] Kazemi, M., Li, L.P., Savard, P., Buschmann, M.D., Creep behavior of the intact and meniscectomy knee joints", *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, **4**, 1351-1358 (2011)
- [29] Fonceca, F., Rebelo, E., Completo, A., "Fratura periprotética da tíbia combinada com fratura de fadiga da haste tibial de artroplastia total do joelho", *Revista Brasileira de Ortopedia*, **46**(6), 745-750 (2011)
- [30] Adouni, M., Shirazi-Adl, A., Shirazi, R., "Computational biodynamic of human knee joint in gait: from muscle forces to cartilage stresses", *Journal of Biomechanics*, **45**, 2149-2156 (2012)
- [31] Fitzpatrick, C.K., Clary, C.W., Rullkoetter, P.J., "The role of patient, surgical, and implant design variation in the total knee replacement performance", *Journal of Biomechanics*, **45**, 2092-2102 (2012)
- [32] Rao, C., Fitzpatrick, C.K., Rullkoetter, P.J., Maletsky, L.P., Kima, R.H., Laz, P.J., "A statistical finite element model of the knee accounting for shape and alignment variability", *Medical Engineering & Physics*, **35**, 1450-1456 (2012)
- [33] Vairis, A., Petousis, M., Vidakis, N., Stefanoudakis, G., Kandyla, B., "Finite Element Modelling of a Novel Anterior Cruciate Ligament Repairing Device", *Journal of Engineering Science and Technology Review*, **6**, 1-6 (2013)
- [34] Abo-Alhol, T.R., Fitzpatrick, C.K., Clary, C.W., Cyr, A.J., Maletsky, L.P., Laz, P.J., Rullkoetter, P.J., "Patellar mechanics during simulated kneeling in the natural and implanted knee", *Journal of Biomechanics*, **47**, 1045-1051 (2013)
- [35] Makinejad, M.D., Osman, N.A.A., Abas, W.A.B.W., Bayat, M., "Preliminary analysis of knee stress in full extension landing", *Clinical Science*, **68**, 1180-1188 (2013)
- [36] Anuar, M.A.M., Todo, M., Nagamine, R., Hirokawa, S., "Dynamic finite element analysis of mobile bearing type knee prosthesis under deep flexional motion", *The Scientific World Journal*, 2014Article ID 586921 (2014)
- [37] Marouane, H., Shirazi-Adl, A., Adouni, M.H.J., "Steeper posterior tibial slope markedly increases ACL force in both active gait and passive knee joint under compression", *Journal of Biomechanics*, **47**, 1353-1359 (2014)
- [38] Dabiri, Y., Li, L., "Focal cartilage defect compromises fluid-pressure dependent load support in the knee joint", *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, **31**(6), 1-12 (2015)
- [39] Ardestaninia, M.M., Moazen, M., Manie, E., Jin, Z., "Posterior stabilized versus cruciate retaining total knee arthroplasty designs: Conformity affects the performance reliability of the design over the patient population", *Medical Engineering and Physics*, **37**, 350-360 (2015)
- [40] Rong, Q., Bai, J., Huan, Y., Lin, J., "Presurgery design and biomechanical evaluation of patient-specific knee implant", *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, **15**(6), 1540052 1-10 (2015)
- [41] Marouane, H., Shirazi-Adl, A., Hashemi, J., "Quantification of the role of tibial posterior slope in knee joint mechanics and ACL force in simulated gait", *Journal of Biomechanics*, **48**, 1899-1905 (2015)
- [42] Filardi, V., "Stress shielding in the bony chain of leg in presence of varus or valgus knee", *Journal of Orthopaedics*, **12**(2), 102-110 (2015)
- [43] Beidokhti, H.N., Janssen, D., Khoshgoftar, M., Sprengers, A., Perdahcioglu, E.S., Van den Boogaard, T., Verdonckshot, N., "A comparison between dynamic implicit and explicit finite element simulations of the native knee joint", *Medical Engineering and Physics*, **38**(10), 1123-1130 (2016)

- [44] Coleman, J.L., Widmyer, M.R., Leddy, H.A., Utturkar, G.M., Spritzer, C.E., Moorman III, C.T., Guilak, F., DeFrate, L.E., "Diurnal variations in articular cartilage thickness and strain in the human knee", Journal of Biomechanics, 46, 541-547 (2012)
- [45] Peña, E., Calvo, B., Martínez, M.A., Doblare, M., "Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas", Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería, 22(1), 63-78 (2006)
- [46] Ishikawa, M., Kuriyama, S., Ito, H., Furu, M., Nakamura, S., Matsuda, S., "Kinematic alignment produces near-normal knee motion but increases contact stress after total knee arthroplasty: A case study on a single implant design", The Knee, 22, 206-212 (2015)

CONCEPTUAL MAP OF HUMAN KNEE COMPUTATIONAL BIOMECHANICS MODEL STUDIES

Abstract – This work presents a report on scientific studies of computational models associated with biomechanics of human knee. The motivation of the study lies on the fact of increasing use of computational technologies to build and simulate representation models of knee biomechanics, considered the most complex articulation mechanism of the human body. Thus, this work may be an alternative reference for researchers who wish to advance in this subject. For the development of this work, a systematic review of the literature on the subject was realized. The following key words were considered: knee, stress, deformation and finite elements. The databases searched included Capes Periodicals; Directory of Open Access; High Wire; Oxford Journals and Science Direct, being the period of research from 2005 to 2016. Initially, 126 articles were collected which, after analysis, resulted in 32, which met the scope of the research. These articles were studied, analysed and classified in the following categories of analysis: types of movements and loads; constituent models used; study focus; model and geometry used; and elements of study. In addition, a sixth category was defined as engineering study. Thus, the contribution of this work is the creation and proposition of a classificatory map of the main areas to be considered when advancing in the studies on the computational biomechanics of the human knee. Although the studies in this area have grown in the last years, difficulties are still observed in the computational modelling of the geometries present in the knee and, consequently, in the meshes generated for studies of the finite elements. Finally, because of the cross-section of the search, constant surveys must be performed to complement the research.

Keywords – Classification, Finite Element, Constitutive models, Strain and Stress.

