

ANÁLISE ESTRUTURAL DO PLATÔ TIBIAL DE UMA PRÓTESE TOTAL DE JOELHO PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Thiago Uvo Carvalho, Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina,
thiagouvocarvalho@gmail.com

Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng., Laboratório de Engenharia Biomecânica, r.roesler@ufsc.br

Eduardo Alberto Fancello, D.Sc., Grupo de Análise e Projeto Mecânico e Laboratório de Engenharia Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, eduardo.fancello@ufsc.br

Ari Digiácomo Ocampo Moré, Dr. Med., Laboratório de Engenharia Biomecânica, ari.more@ufsc.br

Resumo. A artroplastia total de joelho (ATJ) é um procedimento cirúrgico empregado principalmente no tratamento da artrose no qual uma prótese artificial é empregada para substituir toda a região articular femoro-tibial e patelo-femoral do joelho humano natural. De fundamental importância para o sucesso da cirurgia são as características de desempenho biomecânico alcançadas pelo projeto da prótese em termos de transmissão de forças e capacidade de reprodução dos movimentos nativos do joelho. Entre as complicações pós-operatórias incluem-se a instabilidade da articulação, a soltura do componente tibial no osso, fraturas tanto da prótese quanto em regiões ósseas próximas à mesma, e o desgaste do componente polimérico (platô tibial). A falha no procedimento remete à realização de um novo procedimento cirúrgico, chamado de revisão. O objetivo do presente trabalho é empregar o Método dos Elementos Finitos (MEF) para realizar uma análise estrutural quasi-estática de um sistema osso-prótese total de joelho do tipo plataforma rotativa, visando identificar parâmetros representativos do desempenho biomecânico da referida prótese. Foram realizadas análises em três distintas posições de flexão (45° , 60° e 90°), simulando um movimento de agachamento. Foram avaliadas as pressões no platô tibial e na patela, as forças de contato e as áreas de contato nas articulações femoro-tibial e patelo femoral. Os resultados obtidos apresentam correlação com dados do comportamento do joelho humano nativo e com os implantes.

Palavras chave: Análise estrutural, Prótese total de joelho, Método de elementos finitos

1. INTRODUÇÃO

O joelho é uma das mais complexas e solicitadas articulações do corpo humano. Essa articulação tem características de grande mobilidade, porém com grande estabilidade, especialmente em extensão. Entretanto a osteoartrite, patologia que degenera a região articular do joelho, afeta a complexa interação dos tecidos articulares, causando dor em marcha e dificuldades de movimentação, resultando em um decréscimo de qualidade de vida.

Um procedimento cirúrgico que está sendo cada vez mais empregado em pessoas com o quadro agudo dessa doença é a (ATJ). Nesse procedimento, toda a região articular femoro-tibial e patelo-femoral é substituída por próteses artificiais. Em 2012, foram realizadas 6597 ATJ's, gerando um custo total de R\$ 25 milhões, segundo o DATASUS.

Há um grande esforço para tornar essas próteses mais eficientes, mais duráveis e com maior semelhança de movimento com o joelho natural, visando aumentar o tempo de vida da prótese e reduzir a necessidade de cirurgias de revisão. Para reduzir o tempo e os recursos de projetos de novas próteses, pode-se realizar simulações computacionais como ferramentas para comparação entre diferentes concepções. O método dos elementos finitos é geralmente empregado nestas análises estruturais. Um dos componentes prostéticos que requer maior atenção devido às falhas mecânicas, desgaste e fadiga principalmente, é o platô tibial, usualmente feito de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE).

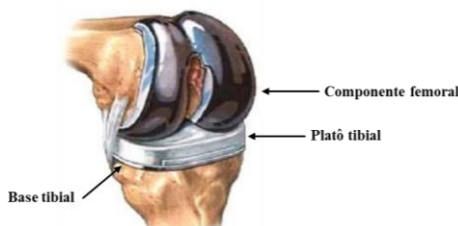


Figura 1. Ilustração de uma prótese total de joelho. Fonte: Adaptado de Shalby (2010)

Existem várias formas de se investigar o desempenho biomecânico de próteses totais de joelho, por exemplo, com ensaios *in vivo* de pacientes com próteses instrumentadas, como no método via fluoroscopia, ensaios *in vitro* com máquinas especiais e corpos de prova cadavéricos ou via análises computacionais. Testes com pacientes e corpos de prova

tem grandes limitações quanto à questões éticas, dificuldades com a instrumentação e problemas de repetibilidade, tornando atrativa a opção inicial pela análise computacional.

No presente trabalho foi empregado o MEF para realizar uma análise estrutural *quasi*-estática de um sistema osso-prótese total de joelho do tipo plataforma rotativa, visando identificar parâmetros representativos do desempenho biomecânico da referida prótese. Foram realizadas análises em três distintas posições de flexão (45°, 60° e 90°), simulando um movimento de agachamento. Foram avaliadas as pressões no platô tibial e na patela, as forças de contato e as áreas de contato nas articulações femoro-tibial e patelo femoral. Os resultados obtidos foram correlacionados com dados da literatura clínica para avaliar o projeto da prótese.

2. PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE

Primeiramente, foram obtidas as geometrias dos ossos e das próteses em formato CAD (*Computer Aided Design*). Os arquivos dos ossos e dos componentes das próteses foram fornecidos pela empresa MDT Implantes™. As próteses foram posicionadas nos ossos, segundo protocolos cirúrgicos (Oliveira, 2014), e em seguida, a articulação do joelho foi flexionada em três diferentes posições 45°, 60° e 90°. A escolha desses ângulos deve-se à norma ASTM F2083 que determina ângulos de flexão do joelho para avaliação da resistência mecânica de novas próteses. Esses ângulos representam também uma boa faixa do movimento de agachamento.

Para a análise MEF foram definidos três tipos de materiais: ossos, aço e polímero. Todos os materiais têm comportamento elástico linear isotrópico. As propriedades dos materiais utilizadas são mostradas na Tabela (1).

	Módulo de Elasticidade [MPa]	Coefficiente de Poisson
Aço inoxidável	200000	0,3
Polietileno (UHMWPE)	800	0,4
Ossos	20000	0,22

Tabela 1. Propriedades dos materiais utilizados na análise. Fonte: www.matweb.com. Acesso 01/06/2014

Posteriormente foram definidas as condições de interface. Foi utilizada condição de interface colada entre as superfícies em contato do componente femoral e o fêmur e entre a tibia e a base tibial. A condição de interface deslizante foi utilizada para as superfícies em contato entre a base tibial e o platô tibial e assim representar a possibilidade do movimento de rotação que o platô tem sobre a base. Por fim, foi utilizada a condição de interface de tipo contato unilateral sem atrito para a interação entre o componente femoral e o platô tibial e entre o componente femoral e a patela.

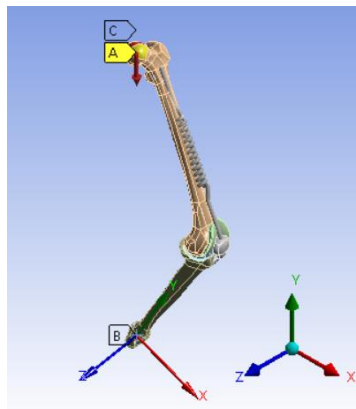


Figura 2. Condições de contorno e sistemas de coordenadas em destaque do sistema osso-prótese no ambiente CAE. Fonte: Autores (retirado de ANSYS™).

Para representar o tendão quadrícipital e o ligamento patelar foram utilizadas elementos de molas com comportamento linear. São utilizadas duas molas para representar o ligamento patelar para fornecer estabilidade para a patela durante a aplicação da carga. Foi utilizada uma constante de rigidez do tendão quadrícipital igual a 20875 N/mm e 55000 N/mm para o ligamento patelar (Oliveira, 2014).

O ponto para a aplicação da força, o centro da articulação do quadril, é submetido a uma força de 350 N (metade do peso corporal de um indivíduo com 700 N de peso) e é somente aplicada na direção negativa do eixo y do sistema de coordenadas global (vertical). Foram restringidas as translações no eixo x e z e a rotações sobre o eixo y e x do sistema de coordenadas global no centro da articulação do quadril. No centro da articulação do tornozelo, foi utilizado o sistema de coordenadas da tibia para descrever a condição de deslocamento prescrito. Esse sistema de coordenadas tem a mesma

origem do sistema de coordenadas global, mas é rotacionado sobre o eixo z. Somente as rotações no y' e z' foram liberadas no deslocamento remoto. As condições de contorno estão ilustradas na Figura (2).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos nas análises e que serão discutidos nos tópicos seguintes encontram-se resumidos na Tabela (2).

Principais resultados da análise			
	Ângulo de flexão do joelho		
	45°	60°	90°
Pressão máxima – côndilo lateral	1,14 MPa	1,66 MPa	5,38 MPa
Pressão máxima – côndilo medial	1,1 MPa	1,55 MPa	5,3 MPa
Força máxima – côndilo lateral	828,6 N	974,8 N	1304,7 N
Força máxima – côndilo medial	798,6 N	847,7 N	1280,8 N
Distribuição de força peso sobre o côndilo lateral	51 %	53,5 %	50,5 %
Área de pressão – platô tibial	13,9 cm ²	11,3 cm ²	6,7 cm ²
Área de pressão – patela	3,7 cm ²	6,6 cm ²	9 cm ²
Pressão máxima - patela	11,8 MPa	13,7 MPa	43 MPa
Força máxima – patela	1232,1 N	2040,9 N	6077,9 N
Ângulo de rotação (externa)	4,9°	4,1°	2,2°

Tabela 2. Quadro com os principais resultados obtidos nas análises.

3.1. Pressão máxima e área de contato na articulação femoro-tibial

Os valores de pressão máxima na superfície do platô tibial aumentam a medida que o joelho flexiona. Percebe-se também que uma maior área da superfície do platô tibial lateral sofreu pressões superiores, como nos casos de flexão em 45° e 60°, como mostra a Figura (3). Isso ocorre devido às forças do tendão quadrícipital e do ligamento patelar que fazem a patela deslizar no sulco troclear até a parte lateral do componente femoral e esse, por sua vez, pressiona o platô tibial, com mais intensidade no côndilo lateral.

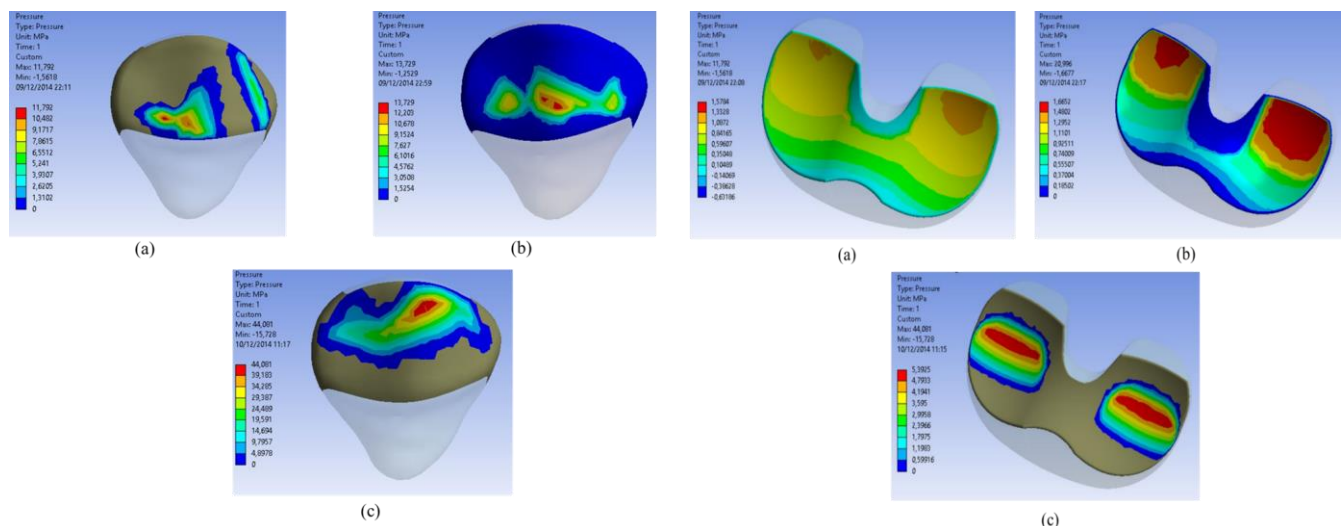


Figura 3. Resultados de pressão na patela e na superfície do platô tibial para as análises com flexão do joelho em 45°(a), 60°(b) e 90°(c). Fonte: Autores (retirado de ANSYS™).

Os valores de área de contato na articulação calculados na análise são inicialmente maiores devido à maior congruência da geometria dos componentes da prótese do que no joelho natural (13,4 cm², 13,6 cm², e 12,1 cm² para a flexão de 45°, 65° e 85° da articulação, respectivamente, segundo Peterson *et al.*, 2007). Em flexões do joelho mais acentuadas, os tecidos moles da articulação natural permitem que a área de contato entre o fêmur e a tíbia do joelho sem prótese seja maior.

Percebe-se um movimento de translação dos pontos de contato da articulação, evidenciado pela posição dos centros de pressão localizados mais posteriormente do que o ponto mais profundo da concavidade do platô tibial. Com menores ângulos de flexão, os pontos de pressão situam-se na parte posterior do platô tibial. Quando o ângulo de flexão atinge

90°, somente a parte posterior do componente femoral está em contato com o platô tibial e os centros de pressão estão posicionados no fundo da concavidade do platô tibial. Esses resultados corroboram com os obtidos por Li et.al., 2004. Os autores realizaram testes com corpos de prova cadavéricos e observaram a tendência de os centros de pressão da articulação femoro-tibial transladarem posteriormente inicialmente e depois anteriormente a medida que os ângulos de flexão aumentam.

3.2. Força de contato na articulação femoro-tibial

As forças atuando em cada côndilo foram determinadas através das forças de reações nos contatos. Elas são diretamente ligadas com os resultados de pressão. Os resultados obtidos estão em concordância com outras análises computacionais via MEF realizados por Sharma et.al., (2008) e Innocenti et.al., (2011), como mostra a Tabela (3). No trabalho de Fitzpatrick et.al., (2014) foram utilizados mais elementos no modelo da análise estrutural computacional, como músculos e mais ligamentos, o que pode ser a razão pela qual os resultados desses autores apresentassem valores mais altos. Pode-se considerar que as forças de contato obtidos nos côndilos são iguais, como se percebe-se na Tabela (2). Esse resultado é incompatível com estudos clínicos com próteses instrumentadas que obtiveram uma distribuição da força corpórea entre 60% a 70% sobre o côndilo lateral (Varadarajan et al, 2008, Hurwitz et al, 1998).

Correlação dos resultados com a literatura

	Presente trabalho	Sharma et.al.	Innocenti et.al.	Fitzpatrick et.al.
Força Tibiofemoral (@ 60°)	911,25 N	1120 N	918,5 N	2050 N
Força Tibiofemoral (@ 90°)	1292,75 N	1330 N	1400 N	2100 N

Tabela 3. Correlação dos resultados de força de contato na articulação femoro-tibial com a literatura clínica.

3.3. Pressão máxima e área de contato na articulação na patelo-femoral

Pode-se perceber que no caso com flexão do joelho em 45°, a área de contato da articulação dividiu-se em duas, uma menor do lado medial e uma maior e com maior pressão máxima lateral. Nota-se que a medida que o joelho flexiona a área de contato patelo-femoral aumenta e a sua posição translada em direção ao ápice da patela. Apesar dos valores da área de contato patelo-femoral das análises serem maiores do que um joelho saudável (3,9 cm² e 4,1 cm² para ângulos de flexão do joelho de 60° e 90°, respectivamente), a tendência está em conformidade com outros estudos (Peterson et al., 2007) que também relatam esse resultados de translação da área de contato em direção ao ápice da patela.

3.4. Força de contato patelo-femoral

As forças na articulação patelo-femorais calculadas na análise aumentam a medida que o joelho flexiona, e com maior intensidade para grandes ângulos de flexão com mostra a Figura (4). Na ilustração, pode-se observar os valores de força patelo-femoral em alguns estudos. Innocenti et al, (2009) realizou análises computacionais para determinar os valores de força de contato na articulação patelar para vários índices de Blackburn-Peel (BPi), que é um índice para a altura da patela. Oliveira (2014) utilizou um método de dinâmica de corpos rígidos para determinar essas forças. Nota-se uma maior congruência dos valores encontrados neste trabalho com o estudo de Innocenti et al, (2009) com BPi = 1,02.

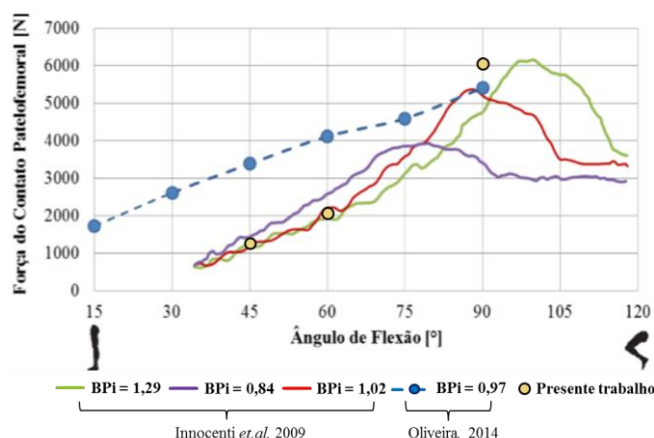


Figura 4 – Diagrama da força de contato patelo-femoral para diferentes ângulos de flexão do joelho em diversos estudos. Fonte: Adaptado de Oliveira (2014)

4. CONCLUSÕES

No presente trabalho o Método dos Elementos Finitos (MEF) foi empregado para realizar a análise estrutural *quasi*-estática de um sistema osso-prótese total de joelho do tipo plataforma rotativa. Apesar das limitações do modelo, as análises realizadas permitiram identificar parâmetros representativos do desempenho biomecânico da prótese. As pressões no platô tibial e na patela, as forças de contato e as áreas de contato nas articulações femoro-tibial e patelo femoral calculadas pelo modelo apresentam tendência de comportamento similar ao comportamento do joelho humano nativo e de joelhos com os implantes. Devido aos estudos de outros autores utilizarem distintos métodos de análises, geometria dos componentes e condições de contorno, uma total congruência dos resultados é impossível.

Entretanto há vários pontos que podem melhorar o modelo para futuras análises, como o melhor posicionamento dos componentes do sistema, pois há uma rotação interna da tibia em relação ao fêmur a medida que o joelho flexiona, a inclusão do *wrapping* do tendão quadricipital sobre o componente femoral, que causará grande diferença na força patelo-femoral, e a inclusão de mais um grau de liberdade ao sistema, o movimento valgus-varo (rotação no eixo x do sistema de coordenadas global) do fêmur sobre a tibia, que mudará certamente a distribuição do peso sobre os côndilos.

5. REFERÊNCIAS

- Fitzpatrick, C.K; Kosmitek, R.D; Rullkoeter P.J. Developing simulations to reproduce in vivo fluoroscopy kinematics in total knee replacement patients. *Journal of Biomechanics*. Pg 2398-2405, 2014.
- Hurwitz, D.E; Sumner, D.R; Andriacchi, T.P.; et.al. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *Journal of Biomechanics*. Pg. 423-430, 1998.
- Innocenti, B.; Follador, M.; Salerno, M.; et al. Experimental and numerical analysis of patello-femoral contact mechanics in TKA. p. 1789–1793, 2009.
- Innocenti, B.; Pianigiani, S. Labey, L.; et.al. Contact forces in several TKA designs during squatting: A numerical sensitivity analysis. *Journal of Biomechanics*. Pg. 1573-1581, 2011.
- Johal, P.; Williams, A.; Wragg, P.; et. al. Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using “interventional” MRI. *Journal of Biomechanics*. P.269-276, 2005.
- Li, G.; Zayontz, S.; Defrate, L.E.; et.al. Kinematics of the knee in high flexion angles: an in vitro investigation. *Journal of Orthopaedic Research*. Pg. 90-95, 2004.
- Oliveira, H.R. Desenvolvimento de um método para montagem do sistema osso-prótese em modelos computacionais da artroplastia total do joelho. Universidade Federal de Santa Catarina, 2014.
- Peterson, D.R; Bronzino, J. D. *Biomechanics Principles and Applications*. CRC Press. 2008.
- Sharma, A.; Lezsko, F.; Komistek, R.D.; et.al. In vivo patellofemoral forces in high flexion total knee arthroplasty. *Journal of Biomechanics*. Pg. 642-648, 2008.
- Varadarajan, K.M.; Moynihan, A.L.; D’Lima, D.; et.al. In vivo contact kinematics and contact forces of the knee after total arthroplasty during weight-bearing activities. *Journal of Biomechanics*. Pg. 2159-2168, 2008.

6. ABSTRACT

Total knee arthroplasty is a surgical procedure that is conducted in the treatment of knee arthrosis in which an artificial prosthesis is used to substitute all the patello-femoral and tibio-femoral articular region of the natural knee. It is essential for the surgical procedure success that, through an appropriate prosthesis project, the biomechanical performance and natural-like movement capability are achieved. Among the post-operations complications are the knee articulation instability, the tibial component loosening, prosthesis and near implant bone cracks and tibial plateau wear. All of this flaws are the source of revisions arthroplasty procedure. The present study objective is to employ the Finite Element Method (FEM) to perform a *quasi*-static structural analysis of the prosthesis-bone system (total knee replacement implant with a rotating platform) aiming to identify representative biomechanical performance parameters of the analyzed prosthesis. Simulations were carried out in three different positions (45°, 60° e 90°), reproducing a squatting movement. The evaluated parameters were the tibial plateau and patellar pressure and the contact areas and forces forces at the tibio-femoral and patella-femoral articulations. The results were then correlated with data of native knee and implanted knee behavior.