



CNB 2015

ATAS DO
6º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA
PROCEEDINGS OF THE
6TH PORTUGUESE CONGRESS ON BIOMECHANICS



COMISSÃO ORGANIZADORA / ORGANIZING COMMITTEE

Rui B. Ruben, CDRsp-ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Milena Vieira, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Carlos Campos, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Henrique A. Almeida, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Jorge Siopa, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Paulo Bártoło, Manchester Biomanufacturing Centre, University of Manchester
João Folgado, LAETA, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa

PATROCÍNIOS E APOIOS INSTITUCIONAIS / SPONSORSHIP AND INSTITUTIONAL SUPPORT



COMISSÃO CIENTÍFICA / *SCIENTIFIC COMMITTEE*

Adélia Sequeira, IST-U Lisboa
Amílcar Ramalho, CEMUC-U Coimbra
António Manuel Godinho Completo, U Aveiro
António J. Figueiredo, FCDEF-U Coimbra
António Ramos, U Aveiro
António José Rocha Martins da Silva, U Trás-os-Montes e Alto Douro
António Veloso, Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional-FMH-U Lisboa
Aurélio Marques, UBI
Ausenda Mendes, CDRsp-IP Leiria
Daniela Barroso Cipreste Vaz, FCT-U Coimbra – ESSLei-IP Leiria
Eduardo Borges Pires, ICIST-IST-U Lisboa
Elza M. M. Fonseca, IP Bragança
Fernanda Gentil - IDMEC-FEUP – ESTSP
Fernando Simões, DECivil-IST-U Lisboa
Filipa Oliveira da Silva João, FMH-U Lisboa
Filipe Carvalho, CMRRC-Rovisco Pais
Gilberto Costa, FM-U Porto
Gonçalo Dias, FCDEF-U Coimbra – CIDAF
Hélder Rodrigues, IST-U Lisboa
Jacinto Monteiro, FM-U Lisboa
Joana Reis, Dep. Medicina Vet.-E. de Ciências e Tecnologias-U Évora-CICECO-U Aveiro
João Folgado, IDMEC-IST-U Lisboa
João M. C. S. Abrantes, MovLab-U Lusófona de Humanidades e Tecnologias
João Manuel Tavares, FEUP
João Paço, Hospital CUF, FML-U Lisboa
Paulo Flores, U Minho
J. Paulo Vilas-Boas, CIFI2D-LABIOMEPE- Faculdade de Desporto-U Porto
Jorge Ambrósio, IST-U Lisboa
Jorge Belinha, FEUP
Jorge Laíns, CMRRC-Rovisco Pais
José Alberto Duarte, CIAFEL-Faculdade de Desporto-U Porto
José Potes, Dep. Medicina Veterinária-Escola de Ciências e Tecnologias-U Évora
José Reis Campos, FMDUP
José Manuel Casanova, FM-U Coimbra
José Oliveira Simões, U Aveiro
Leandro Machado, Faculdade de Desporto-U Porto
Lídia Carvalho, INESC-Porto
Luís Roseiro, ISEC-IP Coimbra
Luisa Costa Sousa, FEUP
Manuel Gutierrez, FM-U Porto
Marco Parente, FEUP
Maria Augusta Neto, U Coimbra
Mário Augusto Vaz, INEGI-FEUP
Mário Forjaz Secca, Dep. de Física-F. de Ciências e Tecnologia-U Nova de Lisboa
João Gamelas, Nova Medical School-U Nova de Lisboa
Miguel Tavares da Silva, IST-U Lisboa
Miguel Velhote Correia, INESC TEC-FEUP-LABIOMEPE
Paulo Piloto, IP Bragança
Paulo R. Fernandes, IST-U Lisboa
Pedro G. Coelho, DEMI-FCT-U Nova de Lisboa
Pedro Martins, IDMEC-FEUP
Pedro G. Morouço, CDRsp-IP Leiria
Renato Natal Jorge, FEUP
Rita Santos Rocha, ESDRM-IP Santarém – CIPER-FMH-U Lisboa
Ronaldo Gabriel, U Trás-os-Montes e Alto Douro
Rui Lima, IP Bragança – CEFT-FEUP
Rui Miranda Guedes, POLO-INEGI-FEUP do Labiomepe
Vera Moniz-Pereira, Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional-FMH-U Lisboa

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE UM JOELHO HUMANO COM OSTEOCONDRITE DISSECANTE

*Inês S. Fernandes*¹, *Elza M. M. Fonseca*² e *Luísa M. S. Barreira*³

¹ Mestrado Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; inesfernandes.91@hotmail.com

² Departamento de Mecânica Aplicada, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; efonseca@ipb.pt

³ Laboratório Estruturas e Resistência Materiais, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; lbarreira@ipb.pt

PALAVRAS CHAVE: Joelho, Osteocondrite dissecante, Tomografia computadorizada, Método dos elementos finitos.

RESUMO: Neste trabalho apresenta-se a avaliação biomecânica de um joelho humano feminino afetado patologicamente. A patologia é denominada de osteocondrite dissecante e tem implicações na postura e no movimento do indivíduo. A partir de uma tomografia computadorizada (TC) foi possível obter um modelo tridimensional (3D) físico e digital. O modelo físico, obtido por fabrico aditivo, permitiu identificar a geometria aproximada às estruturas ósseas da paciente. O modelo digital possibilitou a avaliação e a análise biomecânica do joelho, através do método dos elementos finitos. Os resultados numéricos permitem identificar as zonas críticas de tensão e deslocamentos tecidulares. São obtidas conclusões sobre a identificação das possíveis zonas de lesão ou de rutura no tecido articular.

1 INTRODUÇÃO

O joelho é uma estrutura par, situa-se no membro inferior entre as estruturas ósseas fémur, tibia e patela [1]. Sustém forças e momentos bastante elevados, por se situar entre dois ossos de elevado comprimento (fémur e tibia), tornando-se particularmente sujeito a lesões [2]. A articulação do joelho é a maior do corpo humano, estruturalmente a mais complexa e a mais sujeita a lesões [3]. Permite uma grande variedade de movimentos complexos que envolvem rotação e deslizamento (extensão, flexão) entre as superfícies articulares. Qualquer alteração na superfície de movimento do joelho irá alterar a distribuição de cargas na articulação, com consequências nefastas. [2].

A osteocondrite dissecante do joelho é uma condição patológica degenerativa relativamente rara. É uma doença de etiologia mal esclarecida, no entanto sabe-

se que resulta de traumatismos da cartilagem óssea [4], o micro trauma repetitivo é frequentemente relacionado [5]. O processo patológico quando atinge o joelho pode ter efeitos secundários sobre a cartilagem articular como dor, edema, possível formação de corpos livres e sintomas mecânicos, inclusive bloqueio articular. Pode ainda levar a alterações degenerativas precoces da articulação, quando não tratada [6].

Na paciente do estudo, a patologia afeta o joelho direito e secundariamente o tecido articular. Manifesta-se pela diminuição de espessura dos meniscos, principalmente do menisco lateral. A condição dos tecidos articulares impossibilita que a paciente exerça carga sobre os mesmos, obrigando a que adote uma postura incorreta para manter o equilíbrio do esqueleto. Com a análise biomecânica efetuada, os resultados

permitem verificar que as zonas mais críticas de tensões coincidem com as zonas afetadas patologicamente, coincidindo com a existência de um desequilíbrio articular da paciente.

2 CARACTERIZAÇÃO DA PATOLOGIA

A paciente do estudo não consegue manter-se em pé de forma ereta, só com o membro inferior direito fletido de modo a exercer a menor carga possível (Fig. 1 a)). Para se manter em pé apoiada nos dois membros inferiores a paciente tem de adotar uma postura incorreta sob a perna direita de forma a exercer mais pressão sobre o menisco medial e menos sobre o menisco lateral (Fig. 1 b)).



Fig. 1 Posições em que a paciente se mantém em pé e de forma confortável.

Na Fig. 2 pode analisar-se o efeito da má postura da paciente nas estruturas ósseas. A radiografia foi efetuada ao joelho em carga onde se verifica que o menisco medial se encontra mais comprimido em carga do que o lateral, e até um ligeiro deslocamento para medial do fémur em relação à tibia. A consecutiva má postura da paciente em carga, uma vez que é a única forma em que se consegue manter em pé e caminhar de forma confortável, levará a longo prazo a um agravamento do desgaste da articulação medial do joelho. No caso em estudo, a articulação do joelho apresenta na zona lateral um desgaste patológico e na zona medial um desgaste mecânico.



Fig. 2 Posicionamento da radiografia na estrutura humana.

Para a concretização do presente estudo, foram utilizadas imagens médicas do joelho direito da paciente. Os exames de diagnóstico utilizados, Radiografia e Tomografia Computorizada (TC), foram obtidos quando a paciente tinha 28 anos de idade, 14 anos após o diagnóstico.

3 MODELO 3D DO JOELHO HUMANO

A segmentação de imagens médicas tem evoluído constantemente e contribuído para um melhor diagnóstico de patologias. A manipulação de imagens médicas bidimensionais disponibilizadas no padrão internacional DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), torna possível a modelação tridimensional (3D). As imagens são obtidas diretamente do paciente através de exames de imagem médica como por exemplo, a tomografia axial computadorizada (TC) ou a Ressonância Magnética (RM) [7].

No caso do presente trabalho irá utilizar-se uma TC. A TC são imagens obtidas a partir de projeções bidimensionais (Fig. 3), permite o estudo de secções transversais do corpo humano, que é uma mais-valia em relação as imagens obtidas pela radiografia bidimensional [8].

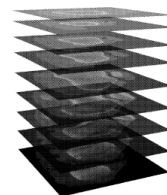


Fig. 3 Secções de imagens de TC [16].

O tratamento das imagens da TC (em formato DICOM) e conversão em imagens 3D, foi efetuado neste estudo, através do programa ScanIP®.

Através deste programa é possível obter dados quantitativos tais como coeficientes de atenuação, distâncias, áreas e regiões de interesse para estudo [8].

O osso cortical é bastante mais denso que o osso trabecular, contudo algumas zonas de osso trabecular pela proximidade ao osso cortical, serão manualmente corrigidas ao longo das diferentes imagens. A comparação entre o estado inicial e o final pode ser comparada na Figura 4

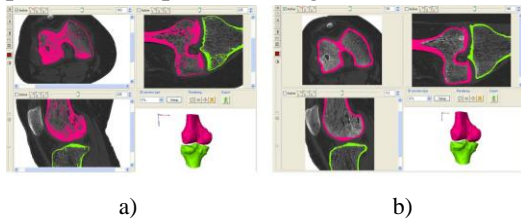


Fig. 4 Imagens do programa ScanIP®: a) sem correções, b) com correções.

Nesta fase obtém-se o modelo ósseo cortical completamente estruturado, sendo a fase seguinte a construção dos meniscos. A construção dos meniscos foi efetuada de forma manual baseada na configuração anatómica em forma de meia-lua (“C”) no plano xy [1], na direção do eixo z, sendo os limites estipulados pelo fémur e tíbia obtidos no processamento de imagem. Após a construção dos meniscos, foram identificadas algumas irregularidades na espessura constatadas na análise das dimensões do tecido, conforme a Fig. 5. Estas irregularidades são demonstrativas da patologia associada do paciente.

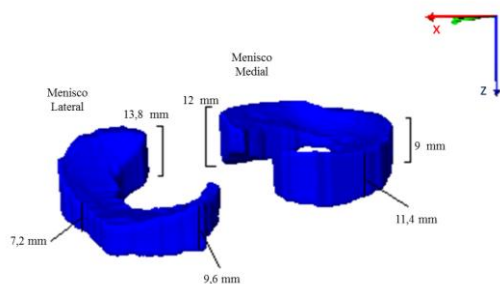


Fig. 5 Dimensões dos meniscos [mm].

Na zona anterior e lateral do menisco lateral a sua espessura está reduzida em relação ao menisco medial (Fig. 5). De salientar, que quando se analisa comparativamente as dimensões da zona posterior, o menisco lateral é mais espesso do que o medial. Uma possível explicação para este fenómeno pode ser a intervenção natural do organismo na anatomia para compensar estruturas em défice ou deslocadas, de forma a compensar e garantir o normal funcionamento do organismo [9].

No modelo 3D do joelho é possível constatar um deslocamento para lateral do fémur em relação à tíbia. Uma possível causa para este desvio da articulação pode ser a constante má postura exercida sobre o joelho. [9].

Após obtenção do modelo com as correções completas, através do programa ScanIP®, efetuou-se a sua conversão no formato STL “*STereo Lithography*” e posteriormente no formato IGS, possibilitando assim a criação de uma malha de elementos finitos. Com o ficheiro STL foi possível obter dados em relação ao modelo, como a área superficial e o volume das partes. O menisco lateral tem uma área superficial de 19.64 cm^2 e um volume de 3.56 cm^3 . O menisco medial tem uma área superficial de 25.77 cm^2 e um volume de 4.76 cm^3 . Pelos dados do volume e da área superficial pode-se comprovar que o menisco medial tem maiores dimensões que o lateral.

O modelo em STL foi preparado pelo programa ZPrint® para ser impresso numa impressora tridimensional. O modelo físico vem completar o processo da modelação, uma vez que pode fornecer dados aos profissionais de saúde para uma compreensão direta e intuitiva de patologias em anatomias complexas, como é o caso do joelho humano. Estes tipos de detalhes não podem ser obtidos com a simples observação da imagem tomográfica. O modelo físico pode ainda ser utilizado por profissionais de saúde para ensaios práticos [7].

A impressora utilizada para a impressão do modelo físico foi a TDP-3DP da empresa ZCorporation (Fig. 6). O modelo impresso é constituído por pó de gesso e ligante à base de água, o joelho demorou cerca de duas horas a ser impresso, consumiu uma estimativa de 51.8 ml de ligante. Apresenta um volume total de 73.59 16 cm^3 e uma área superficial de 524.44 cm^2 .



Fig. 6 Impressão tridimensional do modelo.

As atividades de segmentação das imagens, conversão em ficheiro STL e impressão tridimensional do modelo foram realizadas no LERM (Laboratório de Estruturas e Resistência dos Materiais) do Instituto Politécnico de Bragança.

4 ANÁLISE BIOMECÂNICA

As análises mais avançadas da biomecânica da articulação do joelho incluem todos os tecidos moles da articulação (ligamentos, menisco e cartilagem), estruturas complexas que continuam a ser objeto de investigação. As forças e momentos nas articulações do joelho dependem do peso, da ação muscular, da resistência dos tecidos moles (ligamentos tendões, meniscos, etc.), das cargas externas, da atividade física e do estado da articulação.

Qualquer alteração na direção ou na tensão dos ligamentos ou dos meniscos pode afetar as distribuições das cargas na superfície articular [2].

4.1 BIOMECÂNICA DO JOELHO

O menisco é atravessado por cerca de 70% da carga que ocorre no joelho. O movimento dos meniscos durante a flexão tem um efeito de proteção da superfície articular, evitando o dano. O seu

movimento aumenta com a carga exercida sobre o joelho [2].

A aplicação de uma carga longitudinal, provoca uma compressão dos meniscos, devido à sua forma de cunha, a zona tecidual anterior e posterior é deslocada para fora da articulação. Esta mesma compressão, quando aumenta significativamente, causa danos na cartilagem articular e eventual degeneração [10].

O menisco medial está ligado às estruturas ósseas mais firmemente do que o menisco lateral, devido ao envolvimento pela cápsula articular do ligamento colateral medial [11]. São tecidos compostos principalmente por redes fibrocartilaginosas entrelaçadas por fibras de colagénio interpostas com células meniscais da matriz extracelular. Os meniscos são um componente integral da articulação, uma lesão nos meniscos intervém na mecânica normal do joelho, o que resulta numa degeneração progressiva da cartilagem articular.

A bibliografia demonstra que a diminuição de 15 a 34% do menisco aumenta a pressão de contato em mais de 350%. Quando um terço do tecido meniscal interno é perdido, as tensões aumentam em 65% [10].

4.2 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

As aplicações do método dos elementos finitos (MEF) abrangem diversas áreas, na biomecânica é possível estudar o comportamento mecânico dos tecidos, como por exemplo o osso, o músculo e a cartilagem. A biomecânica ortopédica utilizou pela primeira vez o este método em 1972. A precisão dos resultados do MEF depende do tipo de malha e do elemento utilizado. A geometria do modelo torna impraticável a possibilidade de criar uma malha manual. Atualmente existem aplicações que geram a malha automaticamente com base em algoritmos [12].

Para substituir o modelo geométrico por elementos finitos, foi utilizado o programa FEMAP® para conversão do ficheiro STL e posteriormente ser utilizado o programa Ansys® para a simulação numérica.

Para a escolha do elemento finito a utilizar, foi necessário ter em atenção a complexidade da geometria, e aplicar um elemento que se adapte a essas formas. O elemento utilizado foi o *solid 45* (Fig. 7), usado para a modelação tridimensional, tem a forma cúbica e a particularidade de formar tetraédricos. Este elemento é definido por oito nós com três graus de liberdade (x, y, z) por nó, formando tetraédricos com 6 ou 4 nós [13].

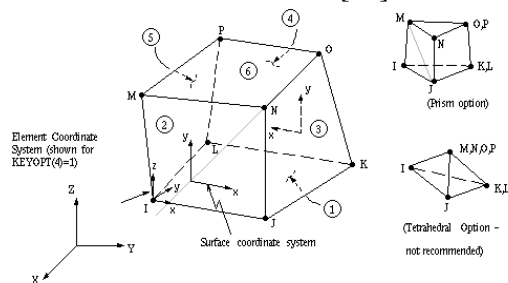


Fig. 7 Elemento finito *Solid 45* [13].

4.3 PROPRIEDADE DOS MATERIAIS

Na análise biomecânica, as propriedades e o tipo de material são determinantes na obtenção dos resultados. O comportamento mecânico de uma estrutura depende quer do seu tamanho, forma, bem como das propriedades dos materiais [2]. Na tabela 1, conforme as referências identificadas, foi possível obter valores para o módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson (ν), tensão de cedência (σ_{ced}), tensão de rutura (σ_{rut}) e deformação de rutura (ε_{rut}).

Tab. 1 Propriedades mecânicas [2, 11, 14].

Teste	E [MPa]	ν	σ _{ced} [MPa]	σ _{rut} [MPa]	ε _{rut} [%]
Fémur/Tíbia cortical	17400	0.3	182	195	2.2
Meniscos	150	0.3	0.5778	1.2157	-

As propriedades não lineares para os meniscos foram obtidas através de testes à compressão feitos em menisco frescos de

coelhos. Os materiais foram caracterizados como isotrópicos e linearmente elásticos.

Os meniscos são constituídos por fibras de colagénio, predispostas na direção circunferencial. O módulo de elasticidade axial é aproximadamente 10 vezes menor do que na direção circunferencial. A bibliografia refere que para os meniscos é desnecessário ser considerado um tecido ortotrópico, pois estipulando como um tecido isotrópico, testes confirmam que a distribuição das pressões é uniforme por toda a área articular [11].

Baseando o estudo na teoria da elasticidade linear, formulada por Hooke, que relaciona a tensão (σ), deformação (ε) e módulo de elasticidade (E) do material, é possível estimar o valor da ε_{rut} e da deformação à cedência (ε_{ced}) em falta na literatura [15].

4.3 CICLO DE MARCHA PARA DESCIDA DE ESCADAS

Ao executar a marcha, as articulações do membro inferior sofrem cargas, que provoca desgaste e afeta a estabilidade do esqueleto. No entanto, nem todo o tipo de marcha é linear, vários estudos têm vindo a ser feitos nesta área, nomeadamente por G. Bergmann *et al* 2001. Como referência, numa subida de escadas a força de contato articular é 251 % BW, que é inferior a 260 % BW na descida. BW é o índice percentual da força exercida no membro inferior pelo peso do indivíduo, resultando a força a aplicar.

Na Fig. 8 está representada a variação do índice BW num intervalo de tempo de 1,46 segundos, para um indivíduo que se encontra a descer escadas sem qualquer apoio no corrimão, em que a altura da escada é 17 cm[16].

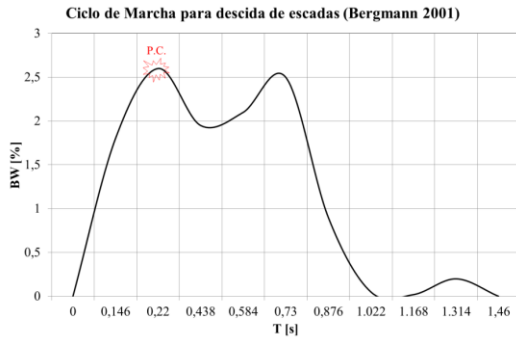


Fig. 8 Variação BW no tempo na descida de escadas [16].

4.3 APRESENTAÇÃO DO ESTUDO BIOMECÂNICO

Dadas as incapacidades do joelho em estudo, a força foi estimada para metade da massa total do seu corpo (35kg). A força a considerar na análise é 350 N.

Com base na força exercida no membro inferior, é possível determinar para cada instante de tempo, segundo o índice BW, o ciclo de marcha a impor.

Para o estudo foi considerado que o limite ósseo está totalmente ligado aos limites do tecido meniscal, em contacto perfeito.

A força foi aplicada na parte superior do modelo ou seja no fémur, identificada na secção A da Fig. 9 por F_z (direção do eixo z). Os constrangimentos foram aplicados em todos os graus de liberdade na base, na tíbia, identificados pela secção B da mesma figura.

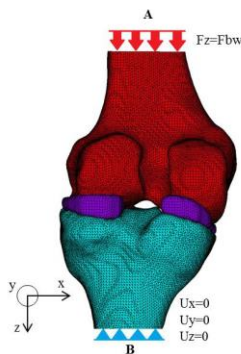


Fig. 9 Modelo computacional, carregamento e constrangimentos.

Na Fig. 8, o ponto mais crítico (P.C.) no ciclo de marcha para descida de escadas foi identificado para uma força de 910 N aos 0,22 segundos. Perante este facto foram efetuadas dois tipos de análise, a estática

linear com base no ponto crítico e a incremental não linear material com o ciclo de marcha completo.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para a simulação numérica foi utilizado o programa de elementos finitos Ansys®.

5.1 ANÁLISE ESTÁTICA

A força tem a intensidade de 910N, no topo do modelo, conforme a Fig.9 em A. No programa Ansys® considerou-se apenas as propriedades lineares dos materiais. Na Fig. 10 podem ser visualizadas a distribuição das tensões de von Mises no joelho e em maior pormenor nos meniscos na Fig. 11.

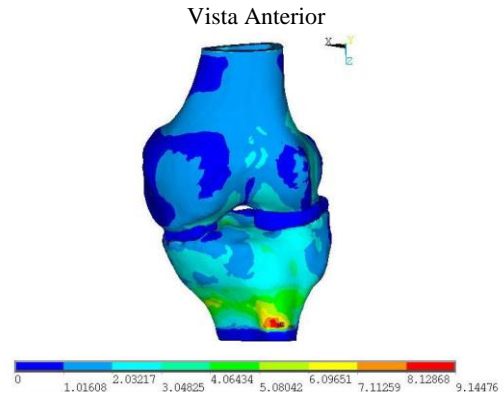


Fig. 10 Tensões de von Mises [MPa] no joelho.

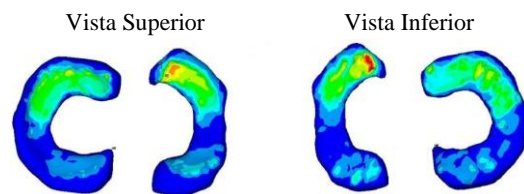


Fig. 11 Tensões de von Mises [MPa] nos meniscos.

No joelho a distribuição das tensões de von Mises manifestam-se críticas na zona anterior da tíbia, a distal, identificado com tonalidades vermelhas na Fig. 10, assumindo tensões máximas de 9.14 MPa. A tíbia apresenta maioritariamente valores de tensões mais elevados que no fémur.

Analisando a vista superior e inferior dos meniscos (Fig. 11), as tensões de von Mises concentram-se críticas na zona antero-medial do menisco lateral, menisco mais afetado pela patologia, atingindo valores

máximos de 2.09 MPa, ultrapassando a tensão de rotura do tecido.

Os deslocamentos longitudinais, na direção do eixo z do modelo, podem ser analisados na Fig. 12, Fig. 13 e Fig. 14 para o fémur, meniscos e tíbia respetivamente.

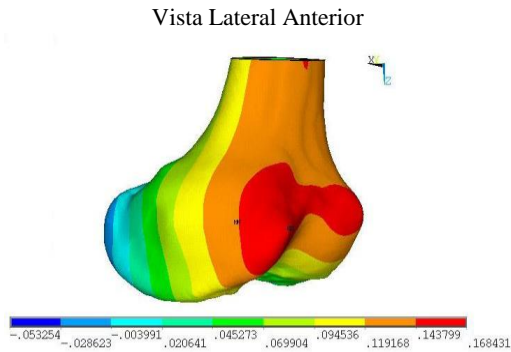


Fig. 12 Deslocamentos longitudinais [mm] no fémur.

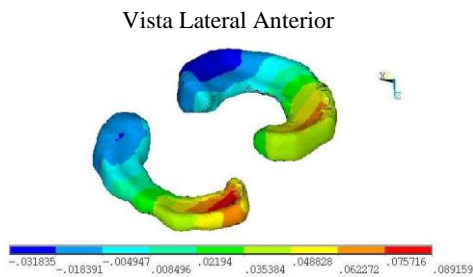


Fig. 13 Deslocamentos longitudinais [mm] nos meniscos.

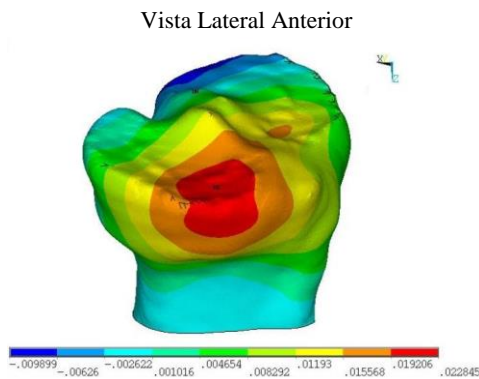


Fig. 14 Deslocamentos longitudinais [mm] na Tíbia.

Na parte posterior do joelho os tecidos estão a ser comprimidos, na secção anterior estão a expandir, provocando um momento fletor na articulação.

Na zona antero-lateral da articulação, a espessura do menisco encontra-se diminuída, o fenómeno de expansão é mais

intenso nessa zona. Os deslocamentos são visivelmente maiores no menisco lateral do que no medial, além do menisco lateral estar afetado patologicamente, o organismo tem predisposição anatómica para capsular mais intensamente o menisco medial na articulação.

Constata-se pelo modelo tridimensional que existe um deslocamento para lateral do fémur em relação à tíbia. A orientação do desvio da articulação é segundo o eixo x, por esse facto torna-se interessante analisar o deslocamento axial na direção do eixo x.

Na Fig. 15 é possível visualizar em diversas vistas os deslocamentos na direção do eixo x no joelho e em maior pormenor nos meniscos na Fig. 16.

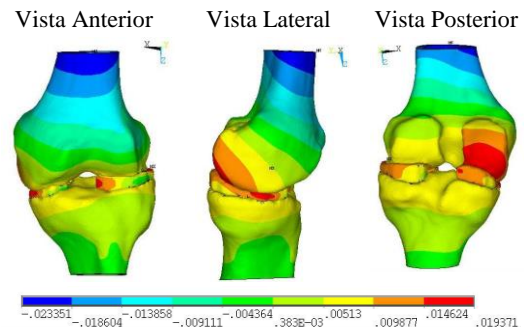


Fig. 15 Deslocamentos axiais [mm], eixo x.

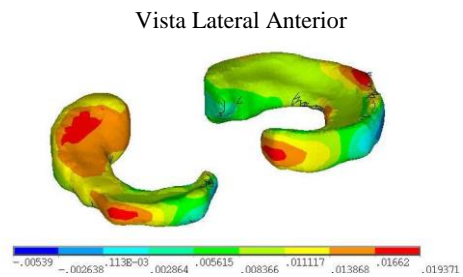


Fig. 16 Deslocamentos axiais [mm], eixo x, nos meniscos

Constatando a análise dos deslocamentos axiais, pode-se verificar que os tecidos acompanham o deslocamento do fémur na zona articular. Praticamente todo o tecido articular se descola no sentido positivo do eixo x.

5.2 ANÁLISE INCREMENTAL

Com base no programa Ansys® foi efetuada uma nova análise do tipo incremental e com as propriedades não lineares. A simulação numérica foi efetuada para os diferentes incrementos de carga em função do tempo, dez incrementos de força em 1,46 segundos, simulando o ciclo de marca para a descida de escadas.

Dado o facto de que a zona mais crítica dos tecidos articulares coincide com os maiores deslocamentos longitudinais, na análise incremental foram lidas as tensões e deslocamentos, em pontos nodais coincidentes com essas mesmas zonas consideradas críticas. Na Fig. 17 pode-se verificar a distribuição das tensões segundo z nos meniscos, estando identificadas as zonas onde foram retiradas as leituras nodais. Essas leituras estão representadas graficamente na Fig. 18, para análise da variação das tensões no tempo, consoante o incremento de força.

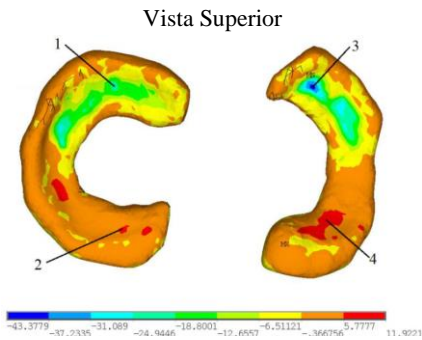


Fig. 17 Tensões Longitudinais (Z) nos meniscos, T=0.22s.

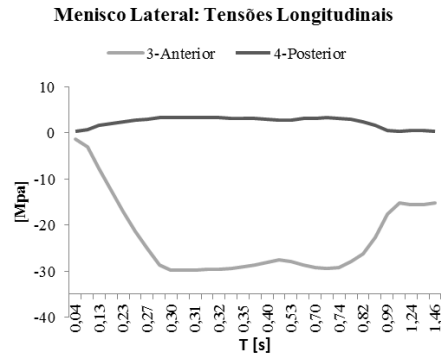
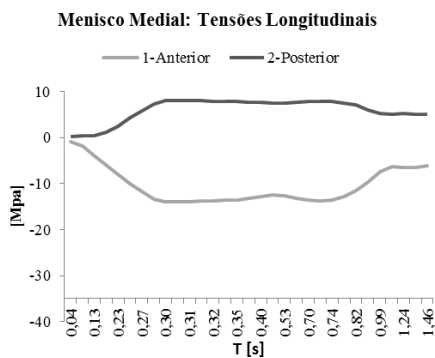


Fig. 18 Representação gráfica das tensões longitudinais, nos meniscos.

O eixo z, onde foram lidas as tensões, assume valores positivos na direção de aplicação da força. Na zona anterior do joelho constata-se tensões negativas, contrárias ao sentido da força e na zona posterior tensões positivas. As tensões variam em concordância com a intensidade do incremento da força, principalmente na zona anterior da articulação.

Na Fig. 19 está representada uma média de cerca de quatro leituras nodais dos deslocamentos na zona identificada com o número 3 na Fig. 17.

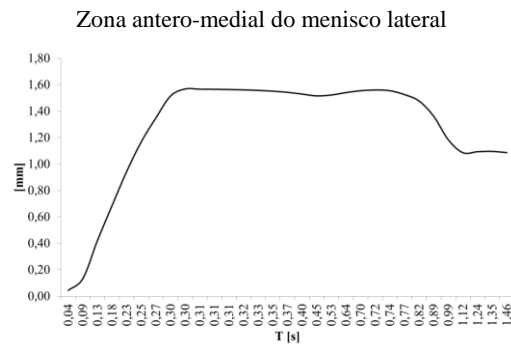


Fig. 19 Representação gráfica dos deslocamentos longitudinais durante a descida de escadas.

Os deslocamentos longitudinais, na direção onde atua a força são sempre positivos na zona antero-medial do menisco lateral, ou seja durante o incremento da força existe expansão do material nesta zona. Esta expansão do material, que coincide com tensões na direção contrária à força (Fig. 19) é comprovada pela existência de flexão na articulação como já referido anteriormente. Consoante o incremento de força aumenta, os deslocamentos aumentam

também, atingindo valores máximos, cerca de 1,57 mm. Os valores de deslocamento mantêm-se estáveis durante parte do ciclo de marcha, aliviando quando o ciclo é função de valores de carga mais baixos, alcançando no final do ciclo deslocamentos de 1,09 mm.

6 CONCLUSÃO

O tecido ósseo é caracteristicamente rígido e pouco elástico, e o tecido articular tem uma elasticidade considerável. O tecido meniscal está reduzido devido à ação da patologia, não afere a mesma resistência ao esforço em toda a sua área. Em relação aos resultados obtidos, e em termos de tensões é notório que as zonas mais críticas coincidem com as zonas afetadas patologicamente, com a existência de um desequilíbrio articular. Este desequilíbrio manifesta-se nas estruturas ósseas da paciente, pois o fémur está deslocado para lateral em relação à tíbia, e em esforço o tecido articular acompanha esse deslocamento. As zonas tecidulares reduzidas apresentam uma expansão com o esforço, compensando o desnível causado pela patologia, implicando um momento fletor ao joelho.

Na análise incremental conclui-se que as tensões estão em concordância com a curva gráfica de aplicação da carga, embora com maior intensidade, e em sentido contrário à força, na zona mais afetada pela patologia. Essa zona na análise incremental apresenta valores de deslocamento positivos. A direção do deslocamento assume a direção das tensões implícitas na zona.

A análise efetuada ao biomodelo proporciona resultados e conclusões que vão de encontro aos sintomas apresentados pela paciente. Seria prejudicial para o paciente exercer cargas idênticas às testadas, pois nos tecidos articulares há zonas de tensão superiores às de cedência e até alcançando as tensões de rutura. Estas tensões podem ser simplesmente atingidas com a simples atividade de descer escadas,

que é uma atividade do quotidiano. Esta pode ser uma possível explicação para o evoluir repentino da patologia nos últimos anos, sentido pela própria paciente.

Este estudo pode ser a base para futuros projetos que tenham como objetivo estabelecer padrões que delimitem os parâmetros biomecânicos de joelhos afetados por este tipo de patologia. O modelo tridimensional pode ser utilizado como base em estudos práticos de possíveis tratamentos ou implantes de apoio ao suporte e à mobilidade.

AGRADECIMENTOS

Os autores deste estudo agradecem o acesso à tomografia computadorizada fornecida pela paciente.

REFERÊNCIAS

- [1] F. Netter, *Atlas de Anatomia Humana*, 4ª ed., Elsevier Editora, p. 489,506-514, 2008.
- [2] A. Completo e F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*, Publindústria, 2011.
- [3] M. Kubíček e Z. Florian, "Stress Strain Analysis of Knee Joint", Engineering MECHANICS, Vol. 16, nº 5, p. 315–322, 2009.
- [4] N. Severino, O. Camargo, T. Aihara, R. Cury, C. Vaz, G. Perez e M. Lang, "Osteocondrite Dissecante do Joelho: estudo retrospectivo de 52 pacientes", Revista Brasileira de Ortopedia, Vol. 31, nº 4, p. 309-314, 1996.
- [5] J. Filho, E. Garms, J. Sayum, R. Carvalho, M. Matsuda, A. Nicolini, B. Ejnisman e M. Cohen, "Osteocondrite Dissecante Bilateral de Joelho em Jogador de Basquetebol: relato de caso", Revista Brasileira de Ortopedia, vol.47, nº 2, p. 257-259, 2012.
- [6] L. A. Mestriner, "Osteocondrite Dissecante do Joelho: diagnóstico e tratamento", Revista Brasileira de Ortopedia, vol.47, nº5, p. 553-562, 2012.
- [7] F. Alexandre, J. Natal, J. Tavares, T. Mascarenhas, S. Rania, A. Fernandes, F. Gentil e A. Ferreira, "Segmentação e reconstrução 3D de estruturas em imagens médicas: comparação entre uma metodologia "automática" e uma outra "manual"", CMNE/CILAMCE" 2007.
- [8] J. Pisco, *Imagiologia Básica*, Lidel, 2003.
- [9] R. Seeley, T. Stephens, P. Tate, *Anatomia e Fisiologia*, 8ª ed., Lusociência, 2011.
- [10] S. Kawamura, K. Lotito, Scott e Rodeo, "Biomechanics and healing response of the meniscus." Operative

Techniques in Sports Medicine, Vol. 11, Issue 2, p. 68–76, 2003.

[11] T. Donahue, M. Hull, M. Rashid e C. Jacobs, “*How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint*”, Journal of Biomechanics 36, p. 19-34, 2002.

[12] A. Completo, F. Fonseca, J. A. Simões, “Modelo numérico e experimental da tibia intacta e com componente tibial da prótese do joelho ”, Mecânica Experimental, 12, p. 77-98, 2006.

[13] Tutorial Ansys, *Solid 45*, version 14.5.

[14] L. Vilela, R. Carlo, R. Oliveira, B. Monteiro, M. Rodrigues, A. Reis e D. Machado, “*Propriedades mecânicas de meniscos frescos de coelhos e preservados em glicerina 98 %*”, Ciência Rural, Vol. 40, n°5, p.1114-1120, 2010.

[15] N. Mora, “*Sebenta de Materiais Elétricos*”, Laboratório dos Materiais - Universidade Estadual do Oeste Paraná, Capítulo 10 - Propriedade dos Materiais, 2010

[16] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss e G. Duda, “*Hip contact forces and gait patterns from routine activities*”, Journal of Biomechanics 34, p. 859–871, 2001.