

Artigo REF: 36A002

ANÁLISE NUMÉRICA NÃO LINEAR DO JOELHO HUMANO QUANDO SOLICITADO POR IMPACTO FRONTAL

Elza Fonseca^{1(*)}, Cristina Teixeira², Luísa Barreira¹ e Jorge Sá¹

¹Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e de Gestão - Bragança, Portugal

²Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Saúde - Bragança, Portugal

(*)Email: efonseca@ipb.pt

RESUMO

A articulação do joelho é um sistema complexo e de grande importância no esqueleto humano. Para além das funções de transferência de forças, permite a estabilidade e a mobilidade do membro inferior. A articulação do joelho é essencial para actividades como andar, subir escadas ou ficar de pé. É a principal articulação nas actividades que envolvam desportos. As lesões da articulação do joelho são frequentes, nomeadamente em modalidades desportivas que envolvam ou não contacto, através de distensões dos ligamentos. Estas distensões ocorrem quando o pé está fixo ao solo. Um número elevado de lesões acontece ainda devido a acidentes provocados por colisões entre veículos e pessoas (Grzegorz et al, 2001). O presente trabalho tem como principal objectivo efectuar uma análise numérica do comportamento não linear do joelho humano quando submetido a impacto frontal.

INTRODUÇÃO

Na situação de impacto e conforme referenciado em (Yang, 2000), (EEVC, 1998), a avaliação dos limites biomecânicos do dano causado, nas várias partes anatómicas humanas, varia de acordo com o tipo de teste efectuado. Assim o limite biomecânico considerado para o deslocamento máximo lateral na perna não deve exceder os 6[mm], o ângulo à flexão deverá ser inferior a 15°, o momento à flexão inferior a 220[Nm] e a soma das forças deverá ser inferior a 4[kN]. Conforme dados publicados por (Jikuang, 2002), o fémur fractura para forças de impacto entre 3 e 10[kN], a tibia fractura para valores entre 2.5 e 8[kN] e o perónio pode fracturar entre valores de 0.3 a 0.5[kN].

Com base nas condições referidas, efectuou-se o estudo numérico de um modelo anatómico de um jovem do sexo masculino com idade de 17 anos. Neste estudo pretende-se verificar a resistência ao impacto sofrido pelo joelho com base em simuladores rígidos de massas diferentes, determinando o deslocamento lateral e a rotação a que fica sujeito. Pretende-se ainda verificar a influência dos ligamentos nos respectivos resultados.

MODELO NUMÉRICO

O estudo numérico do modelo anatómico é efectuado com base numa análise elasto-plástica utilizando-se o elemento finito *Shell43* do Ansys, com essas potencialidades. Para simular a presença dos ligamentos utilizaram-se elementos *Link10*. Utilizaram-se ligamentos com diferentes secções rectas, uma área igual a 100[mm²] e 60[mm²], conforme valores médios de (Müller et al, 2004). Para a modelação do contacto entre algumas zonas do modelo utilizaram-se os elementos finitos *Targe170* e *Conta174*. A espessura utilizada no modelo de casca foi

uniforme ao longo de toda a estrutura cortical, tendo sido considerado o valor igual a 2[mm], conforme referenciado por (Krone et al, 2006) e (Ollé et al, 2006).

A malha de elementos finitos deste modelo foi obtida através de um ficheiro *IGS* gerado com técnicas de processamento de imagem. A tomografia computadorizada apresentada na figura 1, é a origem desse tratamento permitindo a obtenção do modelo em estudo, conforme descrito na referência (Sá et al, 2008). As condições fronteiras utilizadas na análise do modelo foram impedir todas as direcções de deslocamentos na base da tíbia e do perónio, e impedir na direcção longitudinal os deslocamentos na base superior do fémur. Este tipo de condições pressupõe a utilização de ligamentos, conforme se representa na figura 1.

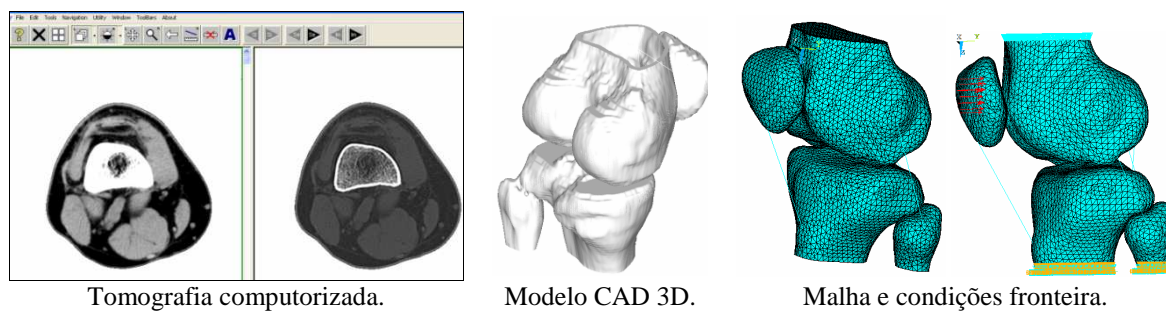


Fig. 1 – Modelo anatómico do joelho.

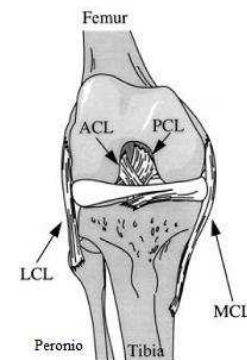
PROPRIEDADES MECÂNICAS

As propriedades mecânicas consideradas na análise do osso cortical e dos ligamentos do joelho são as enunciadas na tabela 1, conforme referenciado por (Alsuezi, 2005) e (Ortiz, 1999). As propriedades consideradas para a rótula foram as referenciadas para o osso cortical do fémur.

Tabela 1: Propriedades mecânicas do joelho.

Propriedades	Ligamentos			Osso cortical	
	MCL	LCL	Outros	Fémur e Tíbia	Perónio
Módulo Elástico [MPa]	94.9	626	277.9	12000	9000
Módulo Tangente [MPa]	1.1	2.7	2.73	100	78.5
Coefficiente de Poisson	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3
Tensão de Cedência [MPa]	13.2	50.2	11.2	100	100
Deformação Última %	11	10.49	8	2.5	2.5

MCL - ligamento colateral medial, LCL – ligamento colateral lateral,
ACL – ligamento cruzado anterior, PCL – ligamento cruzado posterior.



METODOLOGIA E RESULTADOS DO ESTUDO

Neste trabalho analisaram-se diferentes situações de impacto frontal sobre a rótula, provocadas por um simulador rígido com massa de 40[kg] e 80[kg]. O carregamento imposto no modelo numérico é na direcção axial do joelho, aplicado durante um intervalo de tempo muito curto (0-0.5)[s]. A solução obtida com o modelo numérico permite calcular o valor da máxima força atingida e em que instante de tempo decorre. Com essa informação é possível determinar a velocidade de impacto do simulador utilizando a equação 1.

$$m\vec{V}_1 + \int_{t_1}^{t_2} \vec{F} dt = m\vec{V}_2 \quad (1)$$

A energia do impacto é calculada em função da equação 2:

$$E = \frac{1}{2}mv^2 \quad (2)$$

Na figura 2 apresentam-se os resultados obtidos da força e da respectiva velocidade de impacto dos diferentes simuladores sobre o joelho, função do deslocamento lateral a que este fica sujeito.

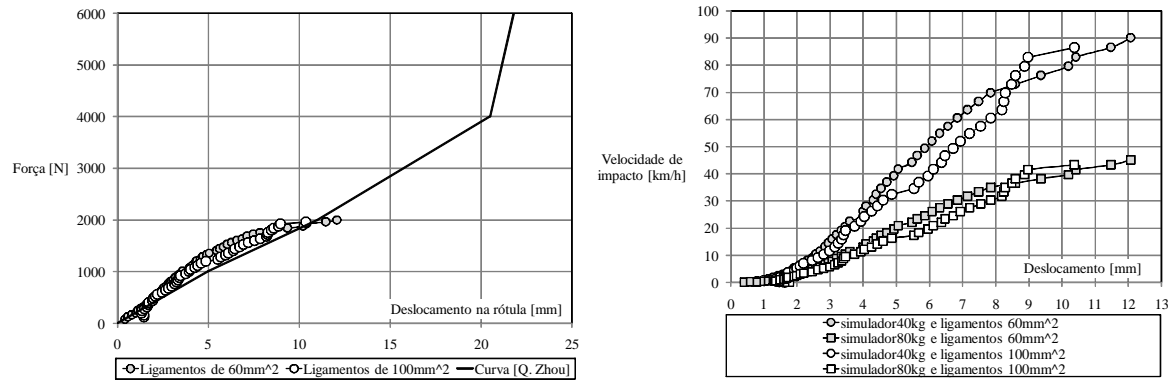


Fig. 2 – Velocidade do impacto função do deslocamento lateral.

Os resultados obtidos podem ser comparados com a curva de Q.Zhou, que representa a rigidez do joelho na situação de uma força frontal utilizada em modelos de ensaios híbridos. Com o modelo numérico registou-se uma força máxima de 2[kN]. Este valor pode corresponder à utilização de um simulador de 40[kg] a uma velocidade próxima de 90[km/h] ou a um simulador de 80[kg] para uma velocidade entre 40-50[km/h].

No caso de se limitar a velocidade para valores de 20[km/h], conforme (Jikuang, 2002), verifica-se que o deslocamento lateral do joelho atingirá um valor entre 3[mm] a 6[mm], para simuladores de 40[kg] ou 80[kg] respectivamente, cumprindo os limites biomecânicos para a não existência de dano.

Os gráficos da figura 3 representam o deslocamento e a rotação do joelho em função do tempo, correspondente à aplicação da força de impacto.

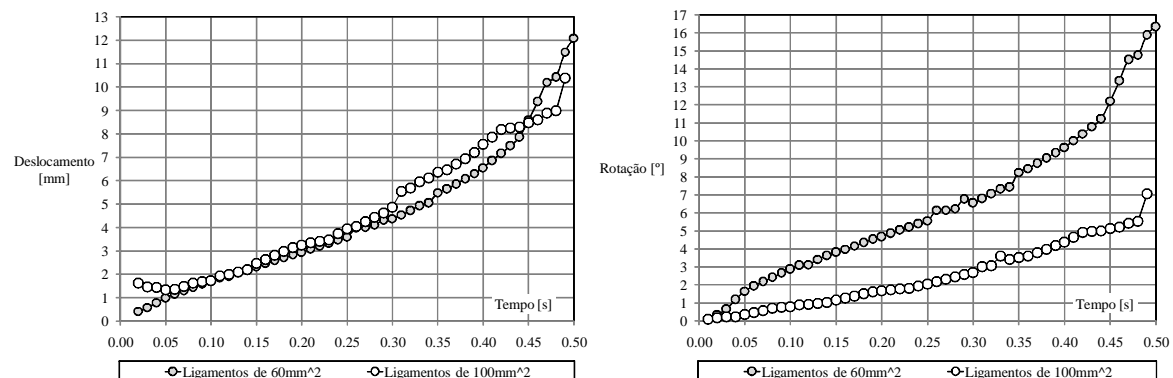


Fig. 3 – Deslocamento lateral e rotação do joelho em função do tempo.

Considerando a velocidade de impacto de [20km/h] e para um deslocamento lateral de 3[mm], que corresponde à utilização de um simulador de 40[kg], o tempo de impacto é de aproximadamente 0.2[s]. No caso de um simulador de 80[kg] os deslocamentos obtidos são na ordem dos 6[mm] e o tempo de impacto corresponde a valores entre 0.3-0.35[s].

Em relação aos valores obtidos para a rotação verifica-se a maior dependência desta, com a utilização de ligamentos de diferente secção recta. Como seria de esperar, a rotação do joelho é maior com os ligamentos menos resistentes.

A figura 4 representa as curvas do campo de deslocamentos lateral e da rotação do joelho em função da força de impacto imposta. Neste caso, verifica-se novamente a forte influência da rigidez dos ligamentos na rotação do joelho.

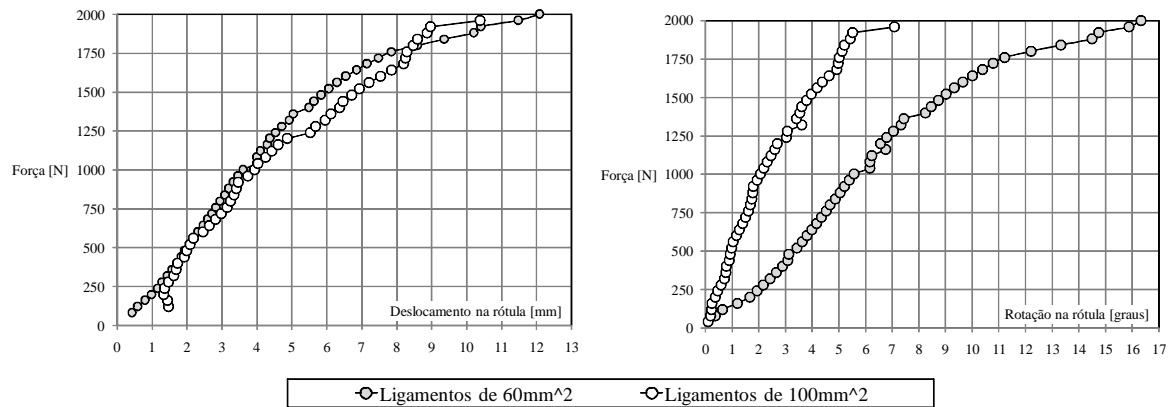


Fig. 4 – Força do impacto função do deslocamento e da rotação provocada no joelho.

Na figura 5 representa-se a energia cinética que o impacto de cada um dos simuladores transmite ao joelho, função do deslocamento ou da rotação que provoca neste.

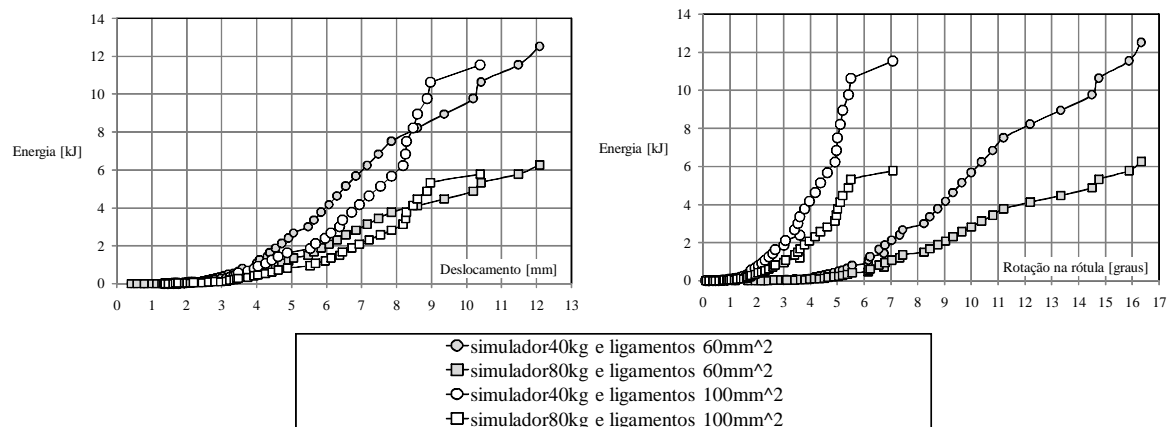


Fig. 5 – Energia do impacto função do deslocamento e da rotação provocada no joelho.

Como se verifica, a energia do simulador mais leve é maior. O simulador mais pesado apresenta uma energia de impacto menor. Nestas curvas, verifica-se novamente a influência da rigidez dos ligamentos na obtenção dos respectivos deslocamentos, nomeadamente nos resultados da rotação.

Nas figuras 6 e 7 apresentam-se os resultados numéricos obtidos com uma determinada força de impacto a que corresponde um simulador com uma velocidade de 22.5[km/h] e massa de 40[kg] ou a 11.25[km/h] para uma massa de 80[kg].

Como se verifica, o campo de tensões equivalente obtido no intervalo de tempo registado de 0.25[s] depende da rigidez dos ligamentos. Enquanto o deslocamento máximo sofrido pelo joelho se verifica na zona da rótula, as máximas tensões ocorrem nas zonas de contacto entre o fémur e a tíbia. É possível verificar o nível de tensões a que a rótula vai estar sujeita, assim como verificar as tensões obtidas no contacto entre o perónio e a tíbia.

Como seria de esperar, a utilização de ligamentos mais rígidos traduz-se em resultados inferiores tanto no campo de deslocamentos como no campo de tensões. A não utilização de ligamentos na análise, não produziria qualquer resultado numérico.

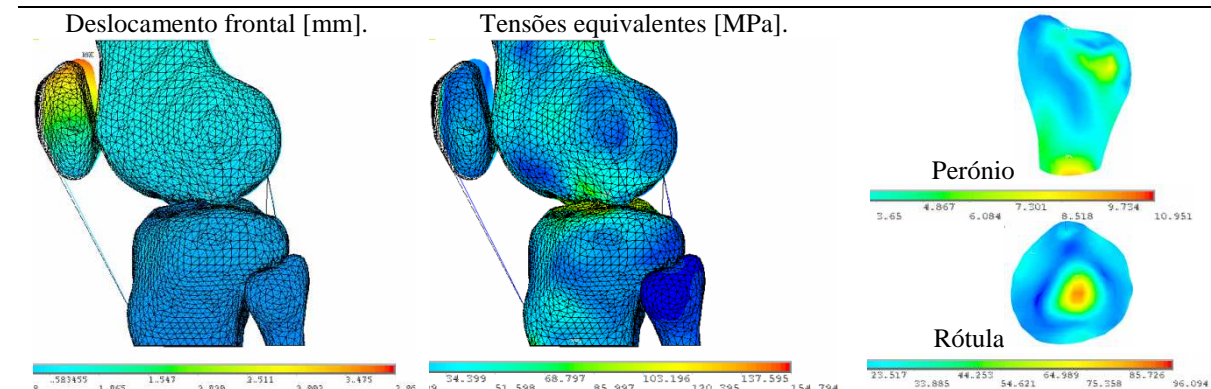


Fig. 6 – Resultados para uma força de impacto de 1[kN] em t=0.25[s]. Ligamentos de 100[mm²].

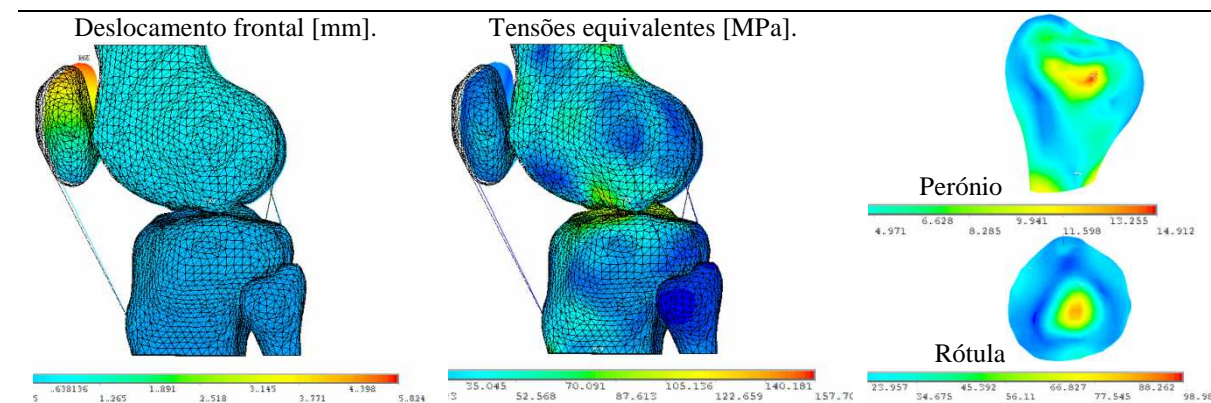


Fig. 7 – Resultados para uma força de impacto de 1[kN] em t=0.25[s]. Ligamentos de 60[mm²].

CONCLUSÕES

Como se observou é possível analisar numericamente um modelo complexo como é a estrutura do joelho humano, ficando demonstrada a importância do método de elementos finitos. Foram determinados os campos de deslocamentos e de tensões no joelho, quando sujeito a um impacto frontal. A presença dos ligamentos permite a obtenção de uma solução numérica, facilitando a imposição dos constrangimentos no modelo. As características geométricas e mecânicas utilizadas nos ligamentos revelam-se úteis na obtenção dos resultados numéricos. Os resultados obtidos ao longo deste estudo, foram comparados com dados biomecânicos considerados como valores limites na resistência do joelho em situações de impacto.

REFERÊNCIAS

- Alsuezi A., Development and Validation of an Anatomically Based Plastic-Kinematic Finite Element Model of the Knee Joint for Vehicle-Pedestrian Collision Injury Investigation, *Int. J. Sci. Res.*, Vol.15, 2005.
- EEVC-European Enhanced Vehicle-Safety Committee, Report improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars, EEVC Working Group 17, 1998.
- Grzegorz T., Roman M., Knee joint injuries as a reconstructive factors in car-to-pedestrian accidents, *Forensic Science International*, Vol.124, pp.74-82, 2001.
- Jikuang Yang, Review of injury biomechanics in car-pedestrian collisions, Report to European Passive Safety Network, Crash Safety Division, Sweden, 2002.

Jorge Sá, Luísa Barreira, Elza Fonseca, Cristina Teixeira, Imagens tomográficas biomédicas aplicadas à prototipagem rápida e à criação de modelos numéricos, APAET Eds., CD and abstracts, 7º Encontro Nacional de Análise Experimental de Tensões e Mecânica Experimental, Vila Real, 23-25 Jan 2008.

Krone R., Schuster P., An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element modelling of the human femur, paper number 2006-01-0064, SAE International, 2006.

Müller S., Silveira P.R.A. et al., Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo, Acta Ortopédica Brasileira, Vol.12(3), pp.134-140, 2004

Ollé K., Erdöhelyi B., MedEdit: A computer assisted planning and simulation system for orthopedic-trauma surgery, Acta Cybernetica, Vol.17 N°3, pp.589-603, 2006.

Ortiz A., PT, MS, CSCS, The Knee, Interactive Skeleton – Sports & Kinetic, 1999.

Yang J., Speed limit in city area and improvement of vehicle front design for pedestrian impact protection – A computer simulation, Technical report, Crash Safety Division, Chalmers University of Technology, Sweden, 2000.

Zhou Q., Quade M., Du H., Concept design of a 4-DOF pedestrian legform, paper number 07-0196, Tsinghua University.

5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia

2º Congresso de Engenharia de Moçambique



CLME'2008 / IICEM

PROGRAMA

Maputo, 2 - 4 Setembro 2008



FEUP – FEUEM – OE Portugal – OE Moçambique

Organização

Faculdade de Engenharia da U. Porto

Faculdade de Engenharia da U. Ed. Mondlane

Ordem dos Engenheiros de Portugal

Ordem dos Engenheiros de Moçambique

Comissão Executiva

Joaquim Silva Gomes

Carlos Conceição António

Clito Félix Afonso

António Santos Matos

Secretariado: *Nuno Trancoso Santos*

Comissão Organizadora

<i>A. Batel Anjo</i>	<i>A. Carmo Vaz</i>	<i>Abimael C. Júnior</i>	<i>Albano Cavaleiro</i>
<i>Alexandra Neves</i>	<i>Álvaro</i>	<i>G.R. Lezana</i>	<i>Amândio T. Pinto</i>
<i>Ana L. Virtudes</i>	<i>Anabela C. Alves</i>	<i>Aníbal G. Costa</i>	<i>António F. Diogo</i>
<i>António Fiúza</i>	<i>António Matos</i>	<i>Archimedes A. Raia Jr.</i>	<i>Armando S. Afonso</i>
<i>Bruno Trindade</i>	<i>Carlos C. António</i>	<i>Carlos N. Costa</i>	<i>Clito F. Afonso</i>
<i>Edmundo Monteiro</i>	<i>Edson A. Melanda</i>	<i>Elza Fonseca</i>	<i>F. Queirós de Melo</i>
<i>Graça Brito</i>	<i>H.J. Kalinowski</i>	<i>Helder Araújo</i>	<i>Humberto Varum</i>
<i>Ismael C. Nhéze</i>	<i>J. Mora Ramos</i>	<i>J. Rodrigues Dias</i>	<i>J. Santos Baptista</i>
<i>J.F. Silva Gomes</i>	<i>João A. Sousa</i>	<i>João F. Gomes</i>	<i>João L. Pinto</i>
<i>João M. Tavares</i>	<i>João Marcelino</i>	<i>João S. Fernandes</i>	<i>José A. Rodrigues</i>
<i>José Baptista</i>	<i>José Luís Esteves</i>	<i>Lázaro Zuquette</i>	<i>Lucas F.M. Silva</i>
<i>Luís O. Santos</i>	<i>Luís P. Martins</i>	<i>Luís P. Santos</i>	<i>M^a Belém Martins</i>
<i>M^a Cristina Teixeira</i>	<i>M^a Graça Madureira</i>	<i>M^a Madalena Moreira</i>	<i>Manuel R. Cordeiro</i>
<i>Manuel Rijo</i>	<i>Maria E.C. Silva</i>	<i>Maria J.M. Abreu</i>	<i>Mário A.P. Vaz</i>
<i>Mário F. Secca</i>	<i>Mário Ferreira</i>	<i>Mário R. Talaia</i>	<i>Miguel P. Amado</i>
<i>Orestes M. Gonçalves</i>	<i>Orlando Zobra</i>	<i>Patrícia Falé</i>	<i>Paulo Cachim</i>
<i>Paulo Pereira</i>	<i>Paulo S. Caetano</i>	<i>Pedro R.T. Pinho</i>	<i>Raúl Fangeiro</i>
<i>Reinaldo Lorandi</i>	<i>Renato N. Jorge</i>	<i>Rita O. Castro</i>	<i>Rosa M. Miranda</i>
<i>Rui C. Barros</i>	<i>Rui M. Lima</i>	<i>S. Carmo Silva</i>	<i>Sérgio A. Rohm</i>
<i>Sérgio Leitão</i>	<i>Silva Magaia</i>	<i>Vitor M.F. Santos</i>	<i>Zulema L. Pereira</i>

Comissão de Científica

<i>A. Barata da Rocha (FEUP)</i>	<i>Elsa Caetano (FEUP)</i>	<i>José M. Cirne (FCTUC)</i>
<i>A. Carmo Vaz (FEUEM)</i>	<i>Elza Fonseca (IPB)</i>	<i>José P. Vieira (UM)</i>
<i>A. Castro Vide (ISEP)</i>	<i>F. Gomes Almeida (FEUP)</i>	<i>Júlio B. Martins (UM)</i>
<i>A. Costa Manso (LNEC)</i>	<i>F. Queirós de Melo (UA)</i>	<i>Lúcia S. Dinis (FEUP)</i>
<i>A. Gomes Correia (UM)</i>	<i>F. Veloso Gomes (FEUP)</i>	<i>M. Graça Guedes (UM)</i>
<i>A. Lopes Campos (ISEC)</i>	<i>Fernando J. Monteiro (FEUP)</i>	<i>M. Graça Madureira (IPB)</i>
<i>A. Pires da Costa (FEUP)</i>	<i>Gabriel L. Amós (FEUEM)</i>	<i>M. Jossai Cumbi (FEUEM)</i>
<i>A. Torres Marques (FEUP)</i>	<i>Hélder Araújo (FCTUC)</i>	<i>M. Luisa Madureira (FEUP)</i>
<i>A. Viana da Fonseca (FEUP)</i>	<i>J. Andrade Campos (FCTUC)</i>	<i>M. Teresa Restivo (FEUP)</i>
<i>Abel D. Santos (FEUP)</i>	<i>J. Dias Pereira (IPS)</i>	<i>Manuel R. Cordeiro (UTAD)</i>
<i>Alexandra Neves (FEUEM)</i>	<i>J. Dinis carvalho (UM)</i>	<i>Manuel S. Pais (UM)</i>
<i>Álvaro Cunha (FEUP)</i>	<i>J. Montalvão e Silva (IST)</i>	<i>Marcelo M. Moura (FEUP)</i>
<i>Ana M. Segadães (UA)</i>	<i>J. Pamies Teixeira (UNL)</i>	<i>Maria J. Geraldès (UBI)</i>
<i>António C. Mendes (UBI)</i>	<i>J. Paulo Davim (UA)</i>	<i>Mário P. Vaz (FEUP)</i>
<i>António J.M. Ferreira (FEUP)</i>	<i>J. Rocha Soares (ISEL)</i>	<i>Nelson P. Rocha (UA)</i>
<i>António Navarro (UA)</i>	<i>J. Santos Baptista (FEUP)</i>	<i>Nuno F. Rilo (FCTUC)</i>
<i>António R. Pires (IPS)</i>	<i>J. Silva Gomes (FEUP)</i>	<i>Nuno M. Maia (IST)</i>
<i>Arlindo Gonçalves (LNEC)</i>	<i>João Catalão (UTL)</i>	<i>P. Vila Real (UA)</i>
<i>C. Mota Soares (IST)</i>	<i>João M. Tavares (FEUP)</i>	<i>Paulo G. Piloto (IPB)</i>
<i>Carlos S. Borrego (UM)</i>	<i>João Travassos (ISEL)</i>	<i>R. Almeida Furtado (FCTUC)</i>
<i>Carlos C. António (FEUP)</i>	<i>Joaquim A. Martins (UA)</i>	<i>Renato N. Jorge (FEUP)</i>
<i>Carlos M. Couto (UM)</i>	<i>Joaquim O. Barros (UM)</i>	<i>Romualdo R. Salcedo (FEUP)</i>
<i>Carlos V. Quadros (FEUEM)</i>	<i>Joaquim S. Pinto (UA)</i>	<i>Rui A. Pitarma (IPG)</i>
<i>Carlos Varandas (IST)</i>	<i>Jorge Nhambiu (FEUEM)</i>	<i>Rui C. Barros (FEUP)</i>
<i>Catarina F. Castro (FEUP)</i>	<i>Jorge O. Seabra (FEUP)</i>	<i>Rui Manuel Fernandes (UBI)</i>
<i>Clito F. Afonso (FEUP)</i>	<i>José A. Fonseca (UA)</i>	<i>Rui V. Siteo (FEUEM)</i>
<i>Daniel A. Fumo (FEUEM)</i>	<i>José A. Gonçalves (UP)</i>	<i>Ruy M. Cravo (ISEL)</i>
<i>Diamantino Freitas (FEUP)</i>	<i>José F. Gomes (FCUP)</i>	<i>Silva Magaia (FEUEM)</i>
<i>E. Oliveira Fernandes (FEUP)</i>	<i>José L. Esteves (FEUP)</i>	<i>Zulema L. Pereira (UNL)</i>

Comissão de Honra

<i>A. Guimarães Rodrigues</i> (Reitor da Universidade do Minho)	<i>Aires Bonifácio Ali</i> (Ministro da Educação e Cultura)
<i>Aiuba Cuereneia</i> (Ministro do Planeamento e Desenvolvimento)	<i>Álvaro C. Vaz</i> (Bastonário da O.E. de Moçambique)
<i>António Fernando</i> (Ministro da Indústria e Comércio)	<i>Carlos V. Costa</i> (Director da Faculdade de Engenharia UP)
<i>Eneas Comiche</i> (Presidente do Município de Maputo)	<i>F. Seabra Santos</i> (Reitor da Universidade de Coimbra)
<i>Felício Zacarias</i> (Ministro das O. Públicas e Habitação)	<i>Fernando F. Santo</i> (Bastonário da O.E de Portugal)
<i>Filipe Couto</i> (Reitor da Universidade Eduardo Mondlane)	<i>J. Marques dos Santos</i> (Reitor da Universidade do Porto)
<i>Jorge Nhambiu</i> (Director da Faculdade de Engenharia UEM)	<i>José D. Dias</i> (Bastonário da O.E. de Angola)
<i>Ludgero P. Marques</i> (Presidente da Assoc. Empresarial de Portugal)	<i>M.J. Santos Silva</i> (Reitor da Universidade da Beira Interior)
<i>Maria Helena Nazaré</i> (Reitora da Universidade de Aveiro)	<i>Paulo Zucula</i> (Ministro dos Transp. e Comunicações)
<i>Salvador Namburete</i> (Ministro da Energia)	<i>Venâncio Massingue</i> (Ministro da Ciência e Tecnologia)

Patrocínios

Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto
Faculdade de Engenharia da Universidade Eduardo Mondlane
Ordem dos Engenheiros de Portugal
Ordem dos Engenheiros de Moçambique
Fundação Luso-Americana para o Desenvolvimento
Empresa de Desenvolvimento Mineiro

e o apoio de:

CONFEA-Conselho Federal de Engenharia Arquitectura e Agronomia do Brasil; INEGI-Instituto de Engenharia. Mecânica e Gestão Industrial; INETI-Instituto Nacional de Engenharia, Tecnologia e Inovação; Instituto Politécnico de Bragança; Instituto Politécnico de Setúbal; Instituto Superior de Engenharia de Coimbra; Instituto Superior de Engenharia de Lisboa; Instituto Superior de Engenharia do Porto; LAM-Linhas Aéreas de Moçambique; LNEC-Laboratório Nacional de Engenharia Civil; LREC-Laboratório Regional de Engenharia Civil; Universidade da Beira Interior; Universidade de Aveiro; Universidade de Coimbra; Universidade de Évora; Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro; Universidade do Algarve; Universidade do Minho; Universidade Nova de Lisboa; Universidade Técnica de Lisboa.