



Dissertação – Artigo de Investigação Médica

Mestrado Integrado em Medicina

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DE DIFERENTES TENSÕES NA CARTILAGEM
ARTICULAR DO JOELHO – ESTUDO POR MÉTODOS NUMÉRICOS**

José Pedro Pereira Balau

Orientador:

Adélio Justino Machado Vilaça

Co-orientador:

Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Porto 2017

Autores

José Pedro Pereira Balau

Estudante do Mestrado Integrado em Medicina

Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar – Universidade do Porto

jpedrobalau@gmail.com

Dr. Adélio Justino Machado Vilaça

Assistente Hospitalar de Ortopedia no Centro Hospitalar do Porto – Hospital de Santo António, integrando o Grupo de Patologia do Joelho

Assistente da Unidade Curricular de Ortofisiatria do Mestrado Integrado em Medicina do Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar – Universidade do Porto

adeliovilaca@gmail.com

Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Doutorado em Engenharia Mecânica

Investigador e Professor auxiliar convidado na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

jorge.belinha@fe.up.pt

Agradecimentos

Em primeiro, agradeço ao Dr. Adélio Vilaça por ter aceite orientar a minha tese de mestrado, pela sugestão de um tema diferente, mas extremamente interessante, e pelo apoio e disponibilidade que permitiram o desenvolvimento deste trabalho.

Um grande obrigado ao Doutor Jorge Belinha, pela coorientação desta tese, pelo apoio total demonstrado, tanto na realização da investigação como no esclarecimento de quaisquer dúvidas que surgiram ao longo do projeto

À Leonor, pela ajuda na revisão desta tese e pelo apoio perseverante em tudo ao longo do ano.

Por fim, mas não menos importante, agradeço à minha família e amigos, que tornaram este projeto possível através do seu apoio constante.

A todos, o meu obrigado.

Resumo

Introdução

A osteoartrose (OA) é uma doença degenerativa articular que representa a principal causa de incapacidade relacionada com o movimento em adultos mais velhos. Tem como um dos seus principais fatores de risco o excesso de peso e a obesidade, sendo que um obeso tem um risco 1.5 a 2 vezes superior de a desenvolver.

A presente dissertação visa o estudo experimental das diferenças de tensões e deformações a que a articulação do joelho está sujeita durante a marcha, tendo em conta o aumento da massa corporal (obeso vs. normal), procurando correlacioná-las com a associação descrita na literatura entre a OA e a obesidade.

Métodos

Foram selecionadas duas análises de marcha no laboratório de biomecânica (de um indivíduo de peso normal e de um indivíduo obeso) e, simultaneamente, foi construído um modelo computacional de uma tíbia proximal. Os dados obtidos das análises de marcha (cinética e cinemática) foram aplicados ao modelo computacional e, com recurso ao método numérico *Finite Element Method* (FEM), foram calculadas as tensões e deformações aproximadas em determinados pontos da cartilagem articular (CA) do joelho durante a marcha normal.

Resultados

Constataram-se valores máximos de Tensões de von Mises no obeso de 5.24×10^{-01} MPa, e de 3.50×10^{-01} MPa no indivíduo normal, ambos na cartilagem lateral. Quanto aos valores de Deformação efetiva, obtiveram-se valores máximos de 63.9% na cartilagem lateral do indivíduo obeso, e 44.4% na cartilagem medial do indivíduo de peso normal. Observou-se que os valores de tensões e deformações foram sempre superiores no indivíduo obeso, que registou valores 35-61% superiores ao indivíduo de peso normal, para ambas as variáveis.

Conclusões

Os resultados deste estudo numérico sugerem uma primeira explicação biomecânica, ainda não descrita na literatura, para a associação já estabelecida com base em dados epidemiológicos entre obesidade e osteoartrose. Esta maior deformação e tensão a que a

articulação do joelho está sujeita durante a marcha, poderá assim explicar o maior desenvolvimento de OA do joelho nos obesos que se observa na prática clínica.

Palavras-chave

Osteoartrose do joelho; Obesidade; Análise da marcha; Cartilagem articular; Deformação; Tensão von Mises; Método de Elementos Finitos.

Abstract

Introduction

Osteoarthritis (OA) is a degenerative joint disease that represents the leading cause of movement-related disability in older adults. One of the main risk factors for its development is being overweight or obese, and obese people have 1.5-2 times the risk of developing it.

This thesis aims to study the differences in tensions and deformations to which the knee cartilage is subjected during normal gait, between a normal weight person and an obese person, and seeking to correlate them with the association of OA and obesity described in literature.

Methods

Two gait analysis were selected from a biomechanics laboratory (one from a normal-weight person and one from an obese person) and, simultaneously, a computer model of the tibial bone was developed. The data collected from the gait analysis (kinetics and kinematics) were applied to the computer model and, using the Finite Element Method (FEM), the tensions and approximated deformations felt at certain points of the articular cartilage during normal gait were calculated.

Results

The maximum values obtained for von Mises stress were 5.24×10^{-01} MPa for the obese person, and 3.50×10^{-01} MPa for the normal-weight person, both in the lateral cartilage. Regarding deformation values, the maximum value for the obese was 63.9%, in the lateral cartilage, and for the normal-weight person was 44.4%, in the medial cartilage. It was observed that the values of von Mises stress and deformation were always higher in the obese individual, who registered 35-61% higher values than the normal-weight subject, for both variables.

Conclusion

The results of this numeric study suggest a first biomechanical explanation, not yet described in literature, for the association already established between obesity and osteoarthritis, that is based in epidemiological data. The higher deformation and tension that the knee joint sustains during normal gait in the obese subject, may explain the higher incidence of OA in obese individuals that is observed in clinical practice.

Keywords

Knee Osteoarthritis; Obesity; Gait analysis; Articular Cartilage; Deformation; von Mises stress; Finite Element Method.

Lista de abreviaturas

3D – Tridimensional

CA – Cartilagem articular

CC – Caso de carga

CM – Cartilagem medial

CL – Cartilagem lateral

FEM – *Finite Element Method*

IMC – Índice de massa corporal

OA – Osteoartrose

TAC – Tomografia axial computadorizada

V_{MN} – Valor máximo normal

V_{MO} – Valor máximo obeso

V_{mN} – Valor mínimo normal

V_{mO} – Valor mínimo obeso

Índice

Autores	i
Agradecimentos	ii
Resumo	iii
Abstract.....	v
Lista de abreviaturas	vii
Introdução.....	1
Materiais e métodos.....	2
Material em estudo	2
Análise laboratorial da marcha	2
Construção do modelo	3
Definição das constantes dos materiais	3
Incorporação dos dados da marcha no modelo computacional	4
Cálculo das forças.....	4
Obtenção de resultados.....	6
Análise estatística	6
Resultados.....	8
Análise qualitativa	8
Análise quantitativa	8
Discussão.....	12
Referências bibliográficas	15
Anexos.....	17

Introdução

A osteoartrose (OA) é uma doença degenerativa articular que pode afetar qualquer articulação, sendo mais comum nas articulações coxo-femoral, do joelho, coluna e mãos⁽¹⁾. Clinicamente apresenta-se com dor, rigidez associada ao repouso e perda funcional progressiva⁽¹⁾. O risco de desenvolver OA sintomática do joelho durante a vida é de 44,7%⁽²⁾ e os fatores de risco associados ao seu desenvolvimento são o excesso de peso e obesidade, sexo feminino e lesão prévia do joelho^(1, 3-6). A OA representa a principal causa de incapacidade relacionada com o movimento em adultos mais velhos^(7, 8).

A prevalência da obesidade tem aumentado constantemente em todo o mundo, a par com as comorbidades a ela associadas⁽⁹⁾. O excesso de peso e a obesidade estão correlacionadas e são fatores chave para o desenvolvimento de OA do joelho^(6, 10-12), já que o risco de um obeso desenvolver OA do joelho é 1.5 a 2 vezes superior ao de um indivíduo com peso normal⁽¹³⁾. Também está descrito que cada aumento do desvio-padrão do IMC (3.8 kg/m²), está associado um aumento de 40% no risco de desenvolver OA do joelho⁽¹²⁾.

O excesso de peso deve ser um motivo de preocupação considerável tendo em conta o seu efeito no desenvolvimento desta doença. Está associada a uma incapacidade significativa, diminuição de produtividade de um indivíduo, e também a grandes custos de saúde^(14, 15).

O presente estudo tem como objetivo verificar computacionalmente as diferenças nas pressões e deformações sentidas no joelho, tendo em conta o aumento da massa corporal (obeso vs. normal) e as alterações da marcha inerentes à obesidade, adquiridas através da avaliação da marcha.

Assim, foi construído um modelo computacional de um joelho, composto por uma tíbia proximal. No laboratório de biomecânica selecionaram-se duas análises de marcha (um caso e um controlo), de um indivíduo obeso e de um indivíduo de peso normal. Os dados obtidos destas análises (cinética e cinemática) foram exportados para o modelo computacional, e com o método numérico *Finite Element Method* (FEM) foram calculadas as tensões e deformações aproximadas na cartilagem articular (CA) do joelho.

Com recurso a esta metodologia tentou comprovar-se a associação descrita na literatura entre a obesidade e a OA, através da medição objetiva das diferentes deformações sentidas na CA do joelho durante a marcha normal.

Materiais e métodos

Material em estudo

Neste estudo avaliou-se a tensão e deformação a que está sujeita a CA durante a marcha normal, tendo em vista a comparação destas variáveis entre um indivíduo de peso normal e um indivíduo obeso.

Tinha sido feita anteriormente uma análise da marcha em laboratório de biomecânica dos dois casos de modo a obter os valores das variáveis. Estes valores foram aplicados a um modelo computacional.

Os sujeitos analisados eram ambos do sexo masculino e sem patologia prévia do joelho. Os seus dados encontram-se na tabela I.

Tabela I – Descrição dos sujeitos analisados (idade e dados antropométricos).

	Idade	Peso (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m²)
Caso	31	99	1.77	31.6
Controlo	22	78	1.82	23.5

De seguida descreve-se a metodologia utilizada:

1. Análise laboratorial da marcha
2. Construção do modelo computacional
3. Incorporação dos dados da marcha no modelo computacional

1 - Análise laboratorial da marcha

Foram colocados marcadores refletivos em pontos anatómicos (figura I) e os movimentos dos segmentos corporais foram registados por um conjunto de 12 câmaras retrofletoras de infravermelhos (Qualisys AB, Suécia) a operarem a uma frequência de aquisição de 200 Hz. A força de reação do solo foi registada com recurso a cinco plataformas de força extensiométricas (Bertec, EUA) e uma plataforma piezoelétrica (Kristler, EUA) a operarem a uma frequência de aquisição de 2000 Hz. A cinemática de ambos os pés foi avaliada com recurso à segmentação de pé de acordo com o Protocolo Oxford.

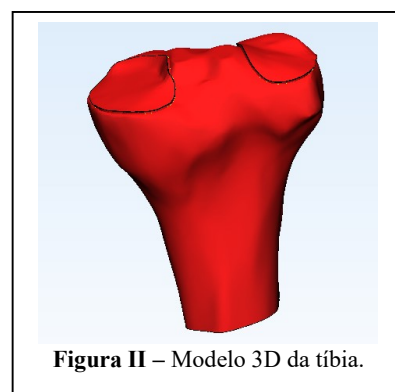


Os sujeitos foram instruídos a caminhar de forma natural, descalços, e a uma velocidade confortável ao longo de um corredor de marcha de 10 m. Foram realizadas dez recolhas válidas para posterior processamento em *software* de análise biomecânica *Visual3D*[®] (C-Motion, EUA).

2 - Construção do modelo

A modelação da componente óssea da tíbia foi feita com recurso a uma TAC e ao *software* de processamento de imagens médicas *Mimics*[®] (Materialise, Bélgica) sendo posteriormente utilizado o *software 3-Matic*[®] (Materialise, Bélgica) para realizar os ajustes necessários ao modelo resultante. Foi considerada a tíbia direita para estudo. Para simplificação do modelo, foi considerada para estudo apenas a componente proximal da tíbia e foi considerado todo o osso como sendo osso esponjoso.

A CA foi definida no *software 3-Matic*[®] (Materialise, Bélgica). Devido a limitações geométricas do modelo considerou-se uma espessura média de 3 mm. A área da CA considerada foi de 799 mm² para a cartilagem medial e 733 mm² para a cartilagem lateral, sendo que estes valores foram escolhidos devido às limitações do modelo em estudo.



2.1 - Definição das constantes dos materiais

Para os diferentes materiais, foram utilizadas as propriedades mecânicas resumidas na Tabela I, tendo sido considerados os valores médios para o Módulo de Elasticidade e o valor inferior para o Coeficiente de Poisson.

Tabela II - Módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson dos diferentes materiais. Retirado de Completo A, Fonseca F. Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica: Publindustria; 2011⁽¹⁶⁾.

Material	Módulo de elasticidade (E) (MPa)		Coeficiente de Poisson (ν)	
	Intervalo de valores	Valor médio	Intervalo de valores	Valor utilizado
Osso esponjoso	100 – 1300	700	0,3 – 0,5	0,3
Cartilagem	0,41 – 0,85	0,63	0,06 – 0,18	0,06

3 – Incorporação dos dados da marcha no modelo computacional

3.1 - Cálculo das forças

De modo a simplificar o estudo, foram definidos os instantes da marcha que representavam os maiores valores de forças de reação do solo verificados pelas plataformas de forças. Para isto, foram analisados os diagramas obtidos pela captação e foram selecionados 4 instantes, definidos como Casos de Carga (CC) para posteriormente serem analisados. Podem ser visualizados na figura III e tabela III.

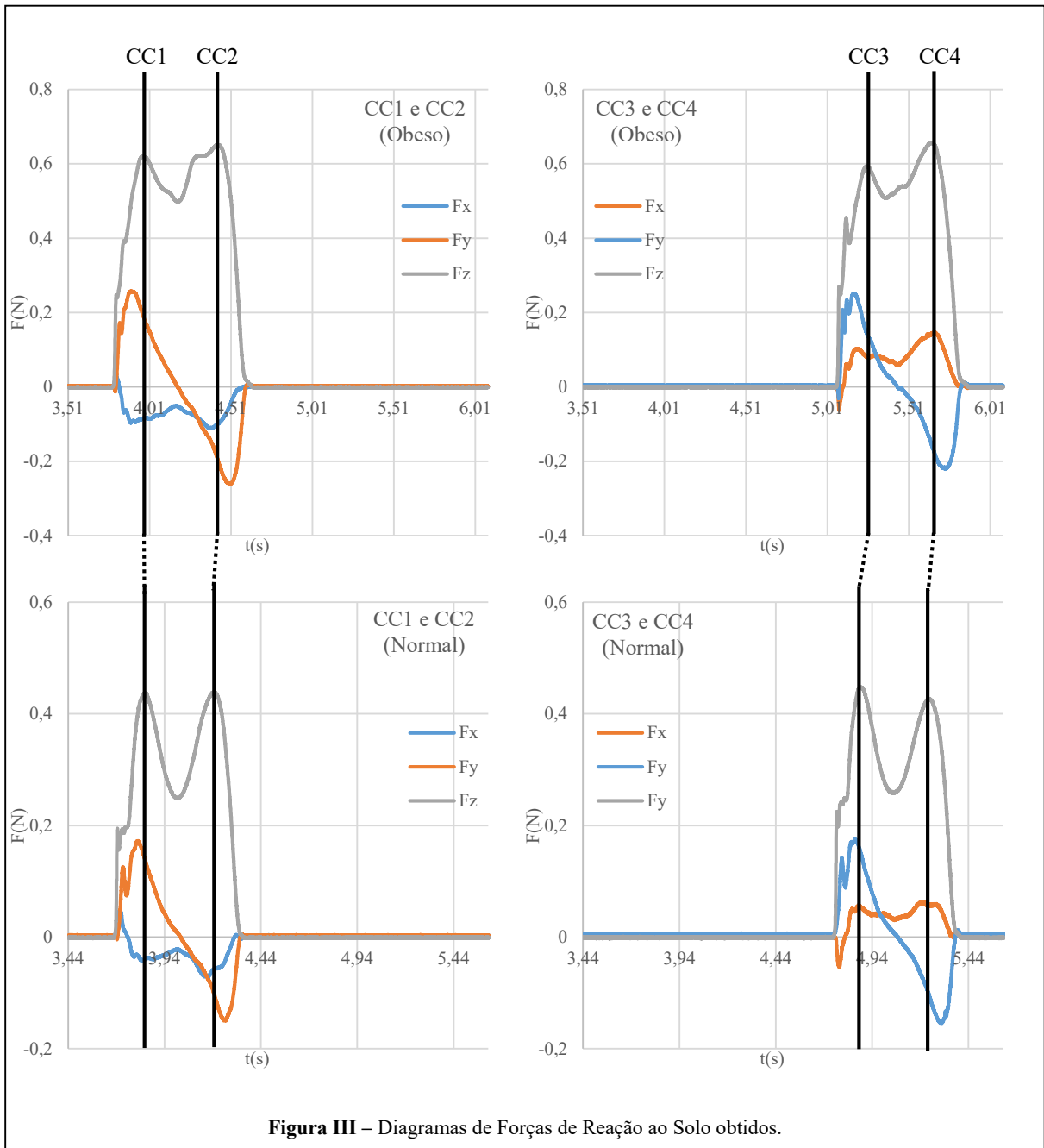
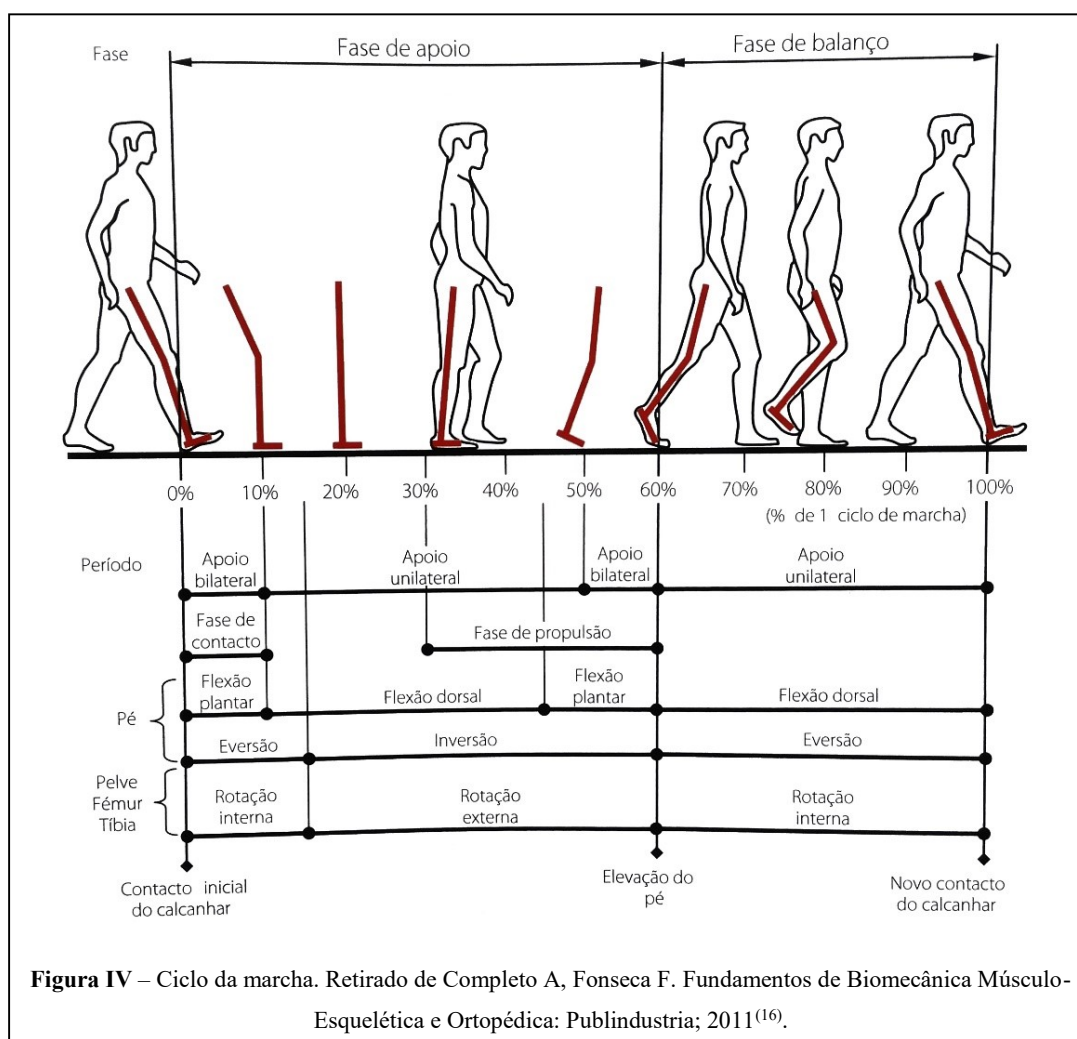


Figura III – Diagramas de Forças de Reação ao Solo obtidos.

Tabela III - Componentes vectoriais das forças que caracterizam cada um dos casos de carga para ambos os casos: Obeso e Normal.

	Obeso			Normal		
	f_x	f_y	f_z	f_x	f_y	f_z
CC1	0	-148,441	-636,541	0	-100,884	-450,209
CC2	0	257,976	-600,556	0	177,238	-425,972
CC3	0	-67,5149	-650,124	0	-11,5734	-461,229
CC4	0	-114,072	-643,589	0	0,73255	-461,373

Os CC 1 e 2 representam, respetivamente, o instante em que o calcanhar contacta inicialmente com o chão (ataque ao solo - 0% do ciclo de marcha), e quando a parte anterior do pé levanta do chão (despegue - 60% do ciclo de marcha)⁽¹⁶⁾. Os CC 3 e 4 representam os mesmos instantes, mas aplicados ao segundo ciclo da marcha.



Para cada caso de carga, utilizando o conjunto de forças lidas na placa e o sistema de equações provenientes do equilíbrio de forças (equilíbrio estático $\sum \mathbf{F} = 0$) e equilíbrio de momentos (equilíbrio estático $\sum \mathbf{M} = 0$), obtiveram-se as forças aplicadas ao nível da articulação do joelho. De seguida, as forças obtidas foram projetadas num sistema de eixos paralelos ao alinhamento tibial.

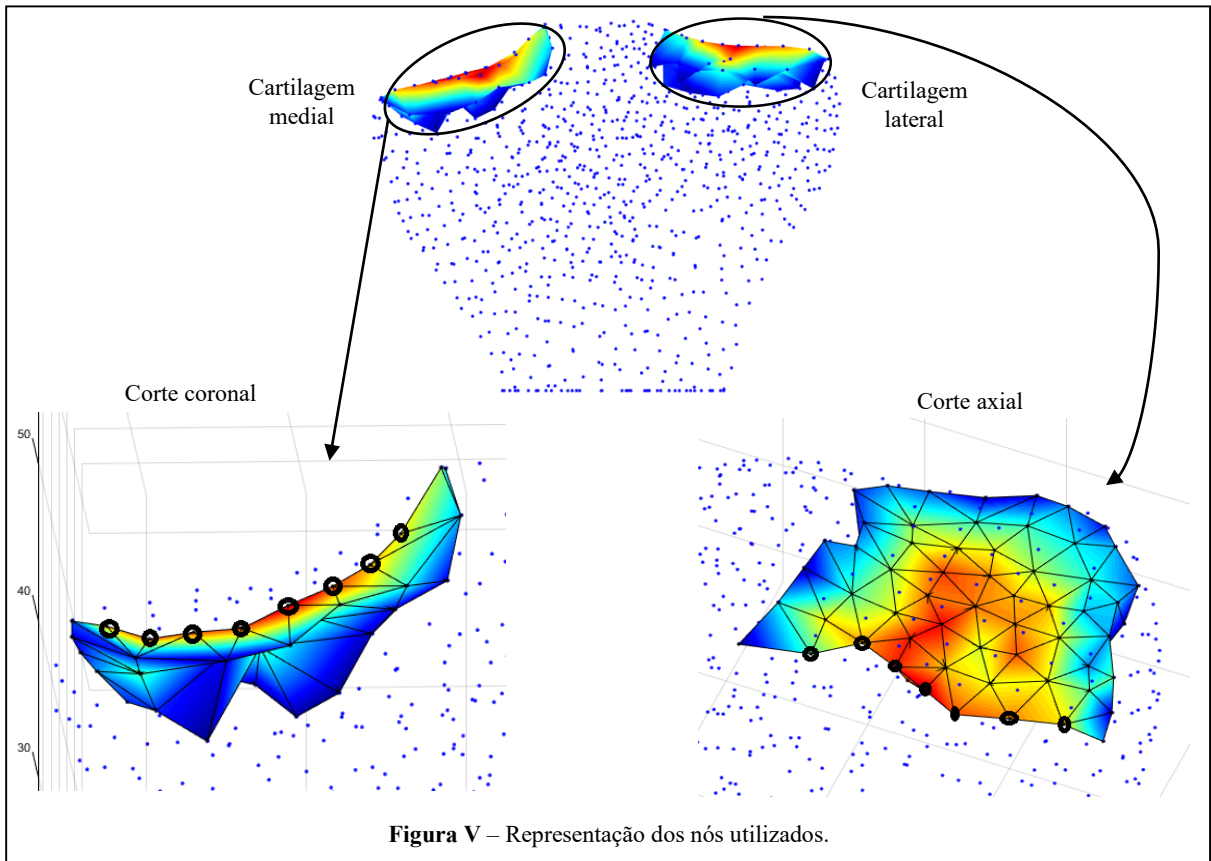
Uma vez que não havia informação relativa à geometria real das tíbias de cada sujeito, foi considerado um modelo único para ambos. Esta limitação obrigou a considerar que a carga aplicada no prato tibial medial e lateral teriam de ser idênticas (por não havia informação relativa ao alinhamento femoral/tibial). Como tal, a força calculada na articulação do joelho foi dividida por dois, e cada carga resultante foi dividida pela área da cartilagem do respetivo prato, de modo a obter a pressão instalada em cada prato.

Obtenção de resultados

Recorreu-se ao *software MATLAB*[®] (MathWorks, EUA) para utilizar a *toolbox* académica *FEMAS*[®], desenvolvida na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, a qual permite obter o campo de deslocamentos/tensões/deformações de modelos computacionais pela análise FEM.

Análise estatística

Foi efetuada inicialmente uma avaliação qualitativa das tensões obtidas na CA de modo a determinar quais seriam os pontos (nós) a estudar mais interessantes e relevantes. Foram definidos com base na observação dos mapas de tensões, sendo selecionados 8 nós para a cartilagem medial e 7 nós para a cartilagem lateral (figura V), correspondentes às áreas de maior deformação/tensão visual.



Após a definição dos nós apresentados, seguiu-se uma avaliação quantitativa das tensões efetivas de von Mises a que cada um estaria sujeito, assim como a sua deformação. Foram então representados graficamente todos os valores obtidos nos 4 casos de carga, para os dois sujeitos.

Resultados

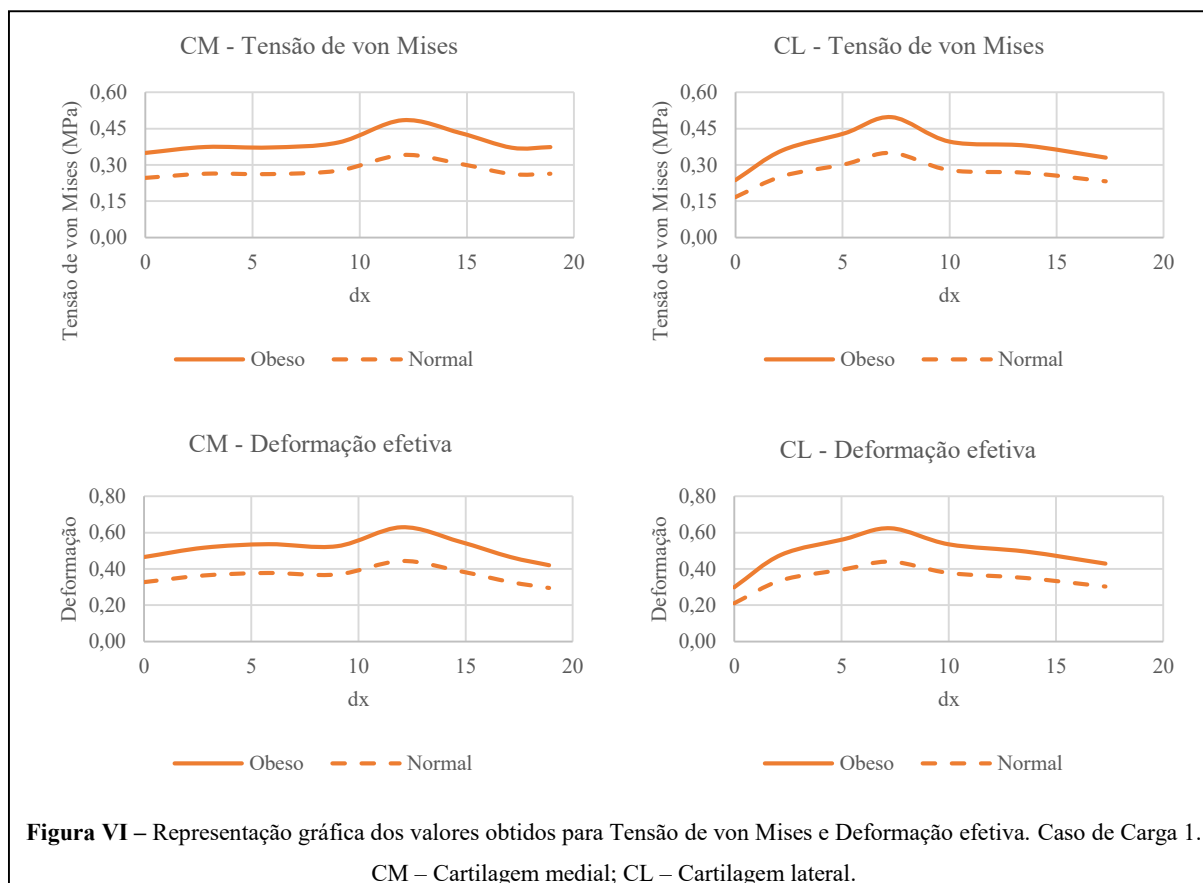
Análise qualitativa

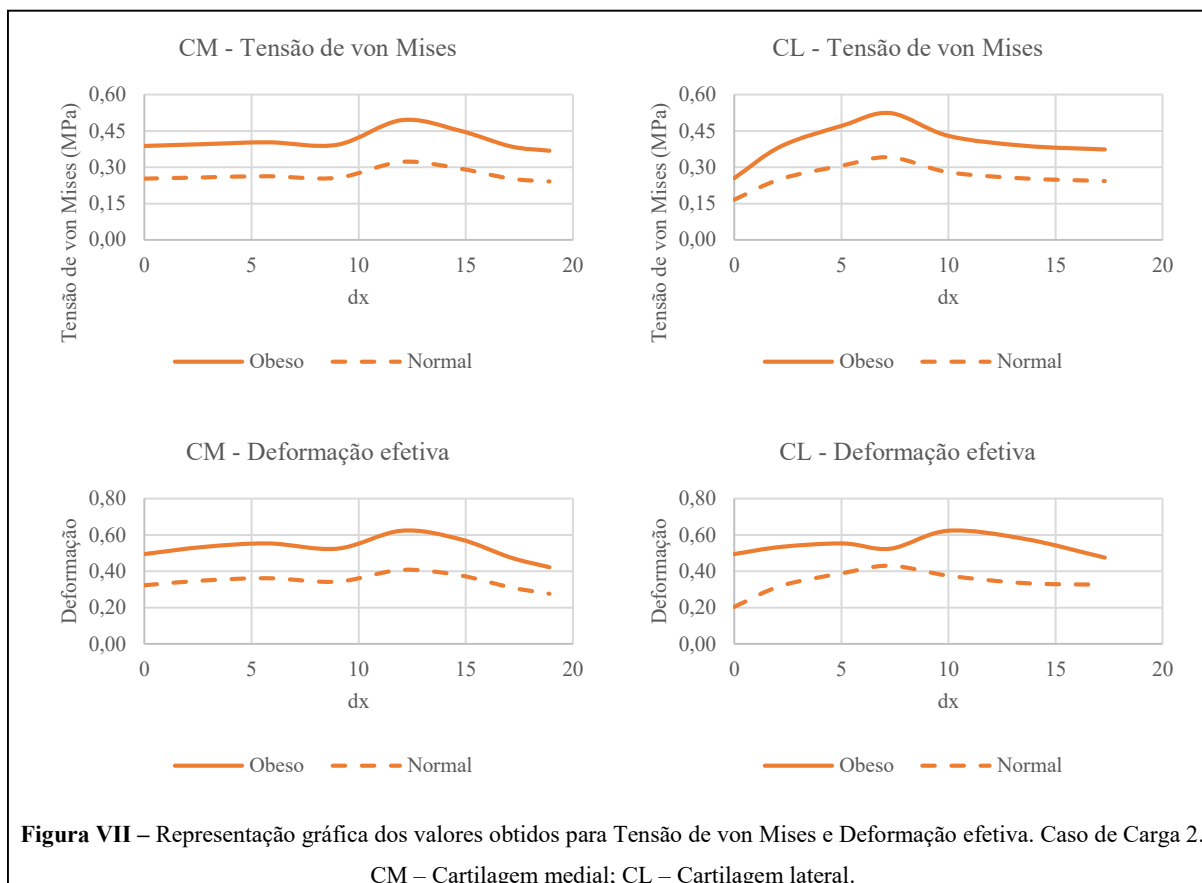
Pela observação qualitativa dos mapas de forças, não é possível discriminar as diferenças na distribuição dos valores (quer para a tensão de von Mises, quer para a deformação efetiva), entre o indivíduo de peso normal e o obeso, em nenhum dos quatro CC analisados. No entanto, uma vez que a distribuição das forças em ambos os casos é distinta, também a distribuição das tensões/deformações terá de o ser. Assim, a semelhança aparente entre os resultados do indivíduo de peso normal e o obeso deve-se, possivelmente, à baixa discretização do modelo. Porém, é possível observar diferenças na magnitude.

Por este motivo foram definidos os nós descritos anteriormente, nos quais foi feita uma avaliação objetiva das tensões e deformações a que estariam sujeitos.

Análise quantitativa

O estudo quantitativo dos resultados começou pela representação gráfica dos valores obtidos relativos à tensão de von Mises e deformação efetiva. Os 4 CC foram estudados separadamente de forma a poder comparar dois indivíduos para cada um dos casos.





A partir dos dados obtiveram-se os gráficos apresentados nas figuras VI e VII (dados completos no Anexo I) nos quais se expõe as tensões de von Mises e deformação efetiva para o CC1 e CC2. Tal como é possível observar nos diferentes gráficos, nos CC1 e CC2 (que representam os dois instantes diferentes analisados), o indivíduo obeso teve valores de tensões e de deformações sempre superiores ao indivíduo normal, em ambas as cartilagens.

Tabela IV – Valores mínimos e máximos obtidos para a Tensão de von Mises.

		Obeso		Normal	
		Valor mín. (MPa)	Valor máx. (MPa)	Valor mín. (MPa)	Valor máx. (MPa)
Cartilagem medial	CC1	3.50E-01	4.85E-01	2.46E-01	3.42E-01
	CC2	3.69E-01	4.95E-01	2.41E-01	3.23E-01
	CC3	2.98E-01	4.14E-01	2.21E-01	3.05E-01
	CC4	3.55E-01	4.93E-01	2.21E-01	3.04E-01
Cartilagem lateral	CC1	2.38E-01	4.97E-01	1.67E-01	3.50E-01
	CC2	2.55E-01	5.24E-01	1.66E-01	3.41E-01
	CC3	2.06E-01	4.23E-01	1.53E-01	3.12E-01
	CC4	2.43E-01	5.04E-01	1.53E-01	3.11E-01

Tabela V - Valores mínimos e máximos obtidos para Deformação efetiva.

		Obeso		Normal	
Cartilagem medial		Valor mín. (%)	Valor máx. (%)	Valor mín. (%)	Valor máx. (%)
	CC1	42.0	63.0	29.6	44.4
	CC2	42.2	62.4	2.76	40.8
	CC3	36.2	54.4	26.8	40.2
	CC4	42.9	64.4	26.7	40.1

		Valor mín. (%)	Valor máx. (%)	Valor mín. (%)	Valor máx. (%)
Cartilagem lateral	CC1	29.9	62.4	21.1	44.0
	CC2	47.6	62.4	20.4	43.1
	CC3	26.1	54.1	19.4	40.2
	CC4	30.7	63.9	19.4	40.1

Os valores de Tensões de von Mises obtidos neste estudo, no indivíduo obeso variam entre $2.98E^{-01} - 4.95E^{-01}$ MPa para a cartilagem medial e entre $2.06E^{-01} - 5.24E^{-01}$ MPa para a cartilagem lateral, e no indivíduo de peso normal, variam entre $2.21E^{-01} - 3.42E^{-01}$ MPa para a cartilagem medial e entre $1.53E^{-01} - 3.50E^{-01}$ MPa para a cartilagem lateral.

Relativamente aos valores de Deformação efetiva, no indivíduo obeso variam entre 36.2 - 64.4 % para a cartilagem medial e entre 26.1 - 63.9 % para a cartilagem lateral, e no indivíduo de peso normal, variam entre 26.7 - 44.4 % para a cartilagem medial e entre 19.4 - 44 % para a cartilagem lateral.

Tabela VI – Comparação entre os valores máximos e mínimos obtidos para a Tensão de von Mises. V_{mO} – Valor mínimo obeso; V_{mN} – Valor mínimo normal; V_{MO} – Valor máximo obeso; V_{MN} – Valor máximo normal.

	Tensão von Mises			
	Cartilagem medial		Cartilagem lateral	
	$(V_{mO} - V_{mN}) / V_{mN}$ (%)	$(V_{MO} - V_{MN}) / V_{MN}$ (%)	$(V_{mO} - V_{mN}) / V_{mN}$ (%)	$(V_{MO} - V_{MN}) / V_{MN}$ (%)
CC1	42	42	43	42
CC2	53	53	54	54
CC3	35	36	35	36
CC4	61	62	58	62

Tabela VII - Comparação entre os valores máximos e mínimos obtidos para a Deformação efetiva. V_{mO} – Valor mínimo obeso; V_{mN} – Valor mínimo normal; V_{MO} – Valor máximo obeso; V_{MN} – Valor máximo normal.

	Deformação efetiva			
	Cartilagem medial		Cartilagem lateral	
	$(V_{mO} - V_{mN}) / V_{mN}$ (%)	$(V_{MO} - V_{MN}) / V_{MN}$ (%)	$(V_{mO} - V_{mN}) / V_{mN}$ (%)	$(V_{MO} - V_{MN}) / V_{MN}$ (%)
CC1	42	42	42	42
CC2	53	53	133	45
CC3	35	35	35	35
CC4	61	61	58	59

As tabelas VI e VII representam a comparação dos valores obtidos para o indivíduo obeso e o indivíduo normal. Pela sua análise constatou-se que a articulação do joelho do indivíduo obeso está sujeita a valores de tensões e deformação nas diferentes fases da marcha, 35-61% superiores em relação ao indivíduo normal, tanto para os valores mínimos como para os valores máximos.

Discussão

A cartilagem articular ou hialina é um tecido resistente e elástico que recobre a superfície articular dos ossos e é composta por um pequeno grupo de células, os condrócitos, que produzem proteínas que compõem a matriz extracelular, e também citocinas ou enzimas capazes de a destruir. A CA tem como principais funções permitir o deslizamento das superfícies articulares entre si de uma forma suave e sem atrito, suportar as pressões exercidas sobre a articulação e ainda distribuir uniformemente as pressões intra-articulares. É uma estrutura não vascularizada e não innervada, o que explica a sua incapacidade de cicatrização eficiente e também o facto de ser indolor à sua torção ou compressão^(16, 17).

Os traumas de repetição na cartilagem, decorrentes das mais variadas atividades físicas, podem inicialmente provocar fissuras apenas observáveis ao microscópio. Dado que a velocidade a que o dano é feito na CA pode ser superior à sua capacidade de regeneração, essas fissuras podem evoluir para a síndrome clínica de OA^(16, 18), sendo a sua evolução clínica um processo aparentemente mecanicamente induzido.⁽¹⁶⁾

A literatura atual sobre o tema refere que o excesso de peso e a obesidade são fatores de risco para o desenvolvimento de OA do joelho, e que estes indivíduos têm um maior risco de a desenvolver. A maior carga suportada pela articulação do joelho pode provocar lesões de repetição ao longo do tempo com a atividade física, como por exemplo a marcha^(19, 20). Ao fazer-se a captação cinematográfica da marcha dos dois sujeitos, um obeso e um de peso normal, foi possível simular num modelo computacional as diferentes forças a que a articulação está sujeita nestes indivíduos, usando para isto valores reais de tensões que ocorrem durante a marcha normal.

Como descrito anteriormente, os valores obtidos de tensões e deformação efetiva são concordantes nos dois ciclos da marcha avaliados (ataque ao solo – CC1 e CC3, despegue – CC2 e CC4). Nos vários gráficos do Anexo I é possível observar um pico de valores, que corresponde ao local de maior contacto na articulação, correspondendo provavelmente ao local onde os côndilos femorais têm maior congruência. Estes locais de maior tensão estão descritos como a área onde a cartilagem normalmente é mais espessa, aspeto evolutivo que provavelmente permite à CA suportar as tensões a que a está sujeita, sem destruição da mesma, pelo menos numa fase precoce da vida⁽²¹⁻²³⁾.

Em investigações de deformação da cartilagem *in vivo* foram descritos valores de deformação, durante agachamentos monopodais, que variam entre $30\pm 13\%$ para a componente medial e $30\pm 10\%$ para a componente lateral, em indivíduos de peso normal⁽²¹⁾. Em outro estudo *in vivo*, foi avaliada a deformação da cartilagem durante a fase apoio da marcha (0 a 60% do ciclo), foram descritos valores de 7-23%⁽²²⁾.

Os resultados de tensões e deformação obtidos neste estudo, para o indivíduo de peso normal, apesar de terem sido obtidas por métodos diferentes, não diferem muito com a literatura encontrada. Assim, os valores que se obtiveram para o indivíduo obeso (35-61% superiores), poderão ser uma indicação dos valores reais de tensões e deformação a que a CA está sujeita num indivíduo obeso.

Limitações do estudo

Este estudo apresenta várias limitações, sendo uma das principais o facto de a amostra utilizada ser muito reduzida, que se deveu às dificuldades humanas e técnicas. Outras limitações presentes importantes são decorrentes dos métodos de simulação.

A construção do modelo computacional ter por base uma TAC não permitiu a construção de uma CA da forma mais correta, tendo sido utilizados valores da literatura que podiam não se adaptar ao osso que foi construído.

Devido a limitações técnicas (poder computacional disponível), o modelo computacional 3D foi construído com uma malha de elementos muito esparsa, o que limita as zonas de leitura das variáveis. Como tal, apenas foi possível escolher alguns nós na zona da cartilagem para ler o campo das variáveis. Note-se que esta seleção de nós ao ser baseada numa análise qualitativa dos mapas de tensões, também estará sujeita a erros.

Por fim, o facto de a investigação se centrar apenas na cartilagem articular do joelho, elimina a interação entre todos os componentes da marcha (músculos, outras articulações ou ligamentos) que certamente terão uma influência conjunta na fisiopatologia da OA. No entanto, devido à quantidade de variáveis que teriam de ser testadas, seria praticamente impossível uma simulação que se aproximasse do que acontece *in vivo*.

Conclusão

Os resultados deste estudo numérico sugerem uma primeira explicação biomecânica, ainda não descrita na literatura, para a associação já estabelecida com segurança com base em dados epidemiológicos entre obesidade e osteoartrose. Esta maior deformação e tensão a que a

articulação do joelho está sujeita durante a marcha, poderá assim explicar o maior desenvolvimento de OA do joelho nos obesos que se observa na prática clínica.

Apesar de a deformação que ocorre na CA ser momentânea, devido à natureza cíclica da marcha, o trauma excessivo causado pela maior carga que o joelho tem de suportar, repetido ao longo de anos com esta atividade quotidiana, poderá explicar a maior incidência da OA nestes indivíduos.

Futuramente, deverão ser desenvolvidos estudos mais aprofundados nesta temática, que colmatem as limitações anteriormente referidas. A utilização de uma Ressonância Magnética Nuclear para a construção de um modelo mais fiável, o estudo de mais variáveis sobre a marcha e a aplicação de outros métodos numéricos, poderão contribuir para uma melhor compreensão de todas as alterações sentidas na articulação do joelho com a obesidade, contribuindo assim também para uma melhor compreensão da fisiopatologia da osteoartrose.

Referências bibliográficas

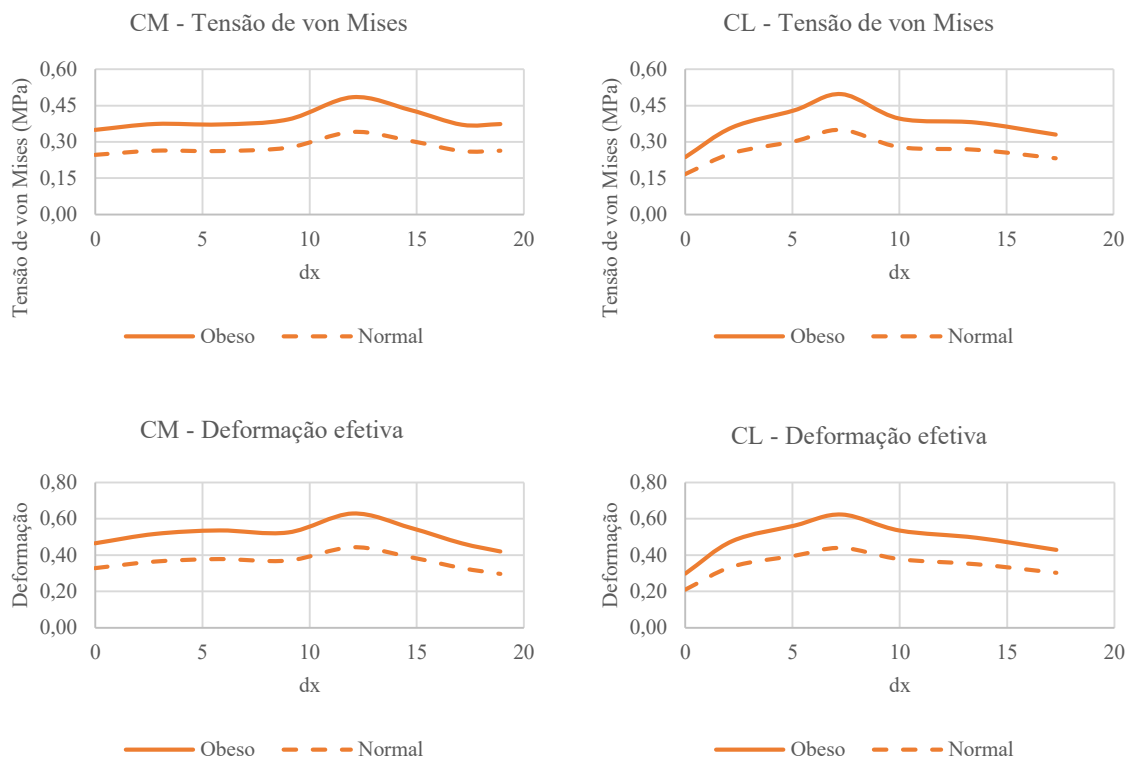
1. Imboden JB, Hellmann DB, Stone JH. *Current rheumatology : diagnosis & treatment*. New York: McGraw-Hill Medical; 2007.
2. Murphy L, Schwartz TA, Helmick CG, Renner JB, Tudor G, Koch G, et al. Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2008;59(9):1207-13.
3. Silverwood V, Blagojevic-Bucknall M, Jinks C, Jordan JL, Protheroe J, Jordan KP. Current evidence on risk factors for knee osteoarthritis in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015;23(4):507-15.
4. Coggon D, Reading I, Croft P, McLaren M, Barrett D, Cooper C. Knee osteoarthritis and obesity. *International journal of obesity and related metabolic disorders : journal of the International Association for the Study of Obesity*. 2001;25(5):622-7.
5. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. *Annals of the rheumatic diseases*. 2014;73(7):1323-30.
6. Holmberg S, Thelin A, Thelin N. Knee osteoarthritis and body mass index: a population-based case-control study. *Scandinavian journal of rheumatology*. 2005;34(1):59-64.
7. Guccione AA, Felson DT, Anderson JJ, Anthony JM, Zhang Y, Wilson PW, et al. The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. *American journal of public health*. 1994;84(3):351-8.
8. Lementowski PW, Zelicof SB. Obesity and osteoarthritis. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*. 2008;37(3):148-51.
9. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet (London, England)*. 2016;388(10053):1545-602.
10. Fowler-Brown A, Kim DH, Shi L, Marcantonio E, Wee CC, Shmerling RH, et al. The mediating effect of leptin on the relationship between body weight and knee osteoarthritis in older adults. *Arthritis & rheumatology (Hoboken, NJ)*. 2015;67(1):169-75.
11. Lohmander LS, Gerhardsson de Verdier M, Roloff J, Nilsson PM, Engstrom G. Incidence of severe knee and hip osteoarthritis in relation to different measures of body mass: a population-based prospective cohort study. *Annals of the rheumatic diseases*. 2009;68(4):490-6.

12. Manninen P, Riihimaki H, Heliovaara M, Makela P. Overweight, gender and knee osteoarthritis. *International journal of obesity and related metabolic disorders : journal of the International Association for the Study of Obesity*. 1996;20(6):595-7.
13. Felson DT, Anderson JJ, Naimark A, Walker AM, Meenan RF. Obesity and knee osteoarthritis. The Framingham Study. *Annals of internal medicine*. 1988;109(1):18-24.
14. Wang YC, McPherson K, Marsh T, Gortmaker SL, Brown M. Health and economic burden of the projected obesity trends in the USA and the UK. *Lancet (London, England)*. 2011;378(9793):815-25.
15. Murray CJ, Lopez AD. Evidence-based health policy--lessons from the Global Burden of Disease Study. *Science (New York, NY)*. 1996;274(5288):740-3.
16. Completo A, Fonseca F. *Fundamentos de Biomecânica: Músculo-Esquelética e Ortopédica*; Publindustria; 2011.
17. Sophia Fox AJ, Bedi A, Rodeo SA. The Basic Science of Articular Cartilage: Structure, Composition, and Function. *Sports Health*. 2009;1(6):461-8.
18. Baquedano EP. *Estudio Biomecánico de la Articulación de la Rodilla: Aplicación al Análisis de Lesiones Meniscales y Ligamentosas y de la Cirugía Asociada*. Zaragoza: Centro Poilitécnico Superior de La Universidad de Zaragoza; 2004.
19. Runhaar J, Koes BW, Clockaerts S, Bierma-Zeinstra SM. A systematic review on changed biomechanics of lower extremities in obese individuals: a possible role in development of osteoarthritis. *Obesity reviews : an official journal of the International Association for the Study of Obesity*. 2011;12(12):1071-82.
20. King LK, Birmingham TB, Kean CO, Jones IC, Bryant DM, Giffin JR. Resistance training for medial compartment knee osteoarthritis and malalignment. *Medicine and science in sports and exercise*. 2008;40(8):1376-84.
21. Bingham JT, Papannagari R, Van de Velde SK, Gross C, Gill TJ, Felson DT, et al. In vivo cartilage contact deformation in the healthy human tibiofemoral joint. *Rheumatology (Oxford, England)*. 2008;47(11):1622-7.
22. Liu F, Kozanek M, Hosseini A, Van de Velde SK, Gill TJ, Rubash HE, et al. In vivo tibiofemoral cartilage deformation during the stance phase of gait. *Journal of biomechanics*. 2010;43(4):658-65.
23. Shepherd D, Seedhom B. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the rheumatic diseases*. 1999;58(1):27-34.

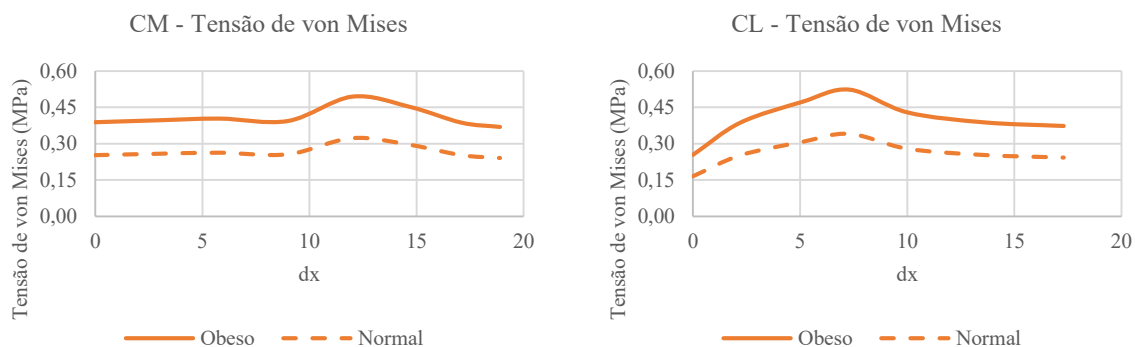
Anexos

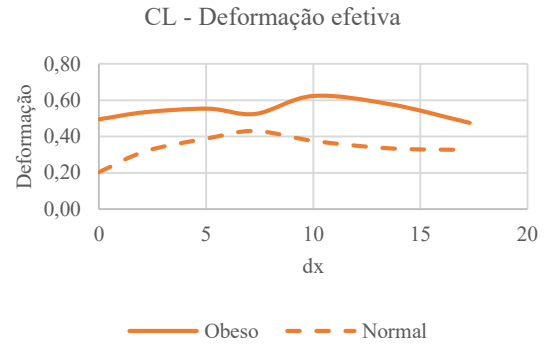
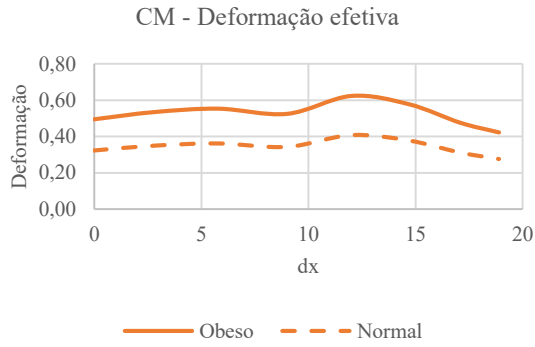
Anexo I – Representação gráfica dos valores obtidos para Tensão de von Mises e Deformação efetiva. CM – Cartilagem medial; CL – Cartilagem lateral.

Caso de Carga 1:

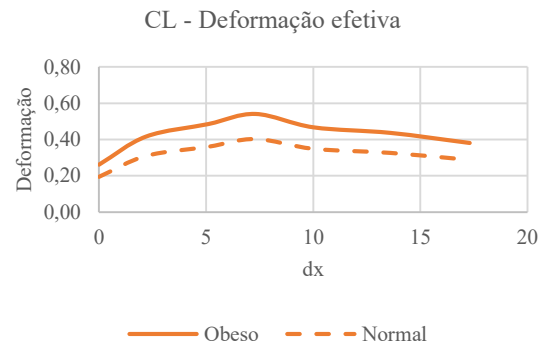
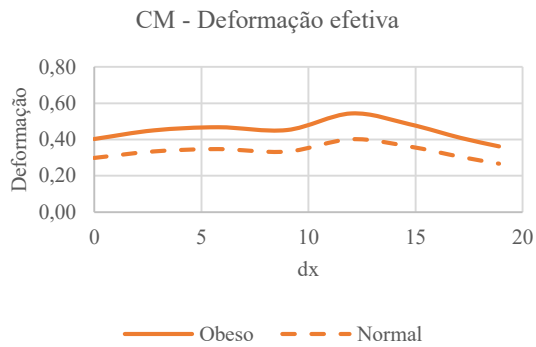
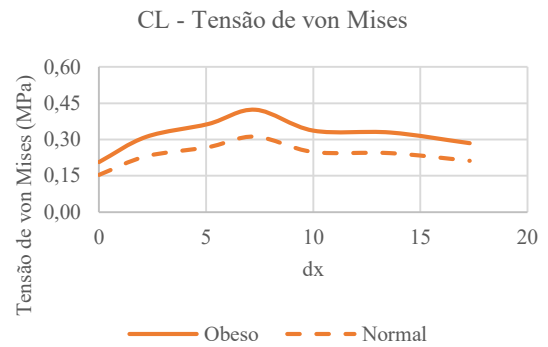
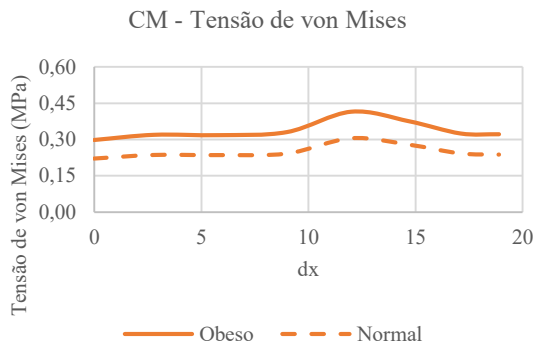


Caso de Carga 2:





Caso de Carga 3:



Caso de Carga 4:

