

**Avaliação Biomecânica de Prótese do Joelho sob Influência
de Distribuição de Carga Assimétrica**

Inês da Silva Fernandes

Dissertação apresentada à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança
para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professora Doutora Elza Maria Morais Fonseca

Novembro 2016

Agradecimentos

Este trabalho foi coordenado pela orientação da Professora Elza Fonseca, a quem agradeço todo o tempo dedicado no auxílio a este projeto, o apoio em conferências e apresentações de trabalhos realizados em conjunto. Obrigada pelos preciosos ensinamentos e por toda a disponibilidade.

Agradeço à família, Pai, Mãe, André por me darem toda a essência que preciso para crescer. Obrigada Luís por me fazeres acreditar que consigo mostrar amanhã melhor do que fui hoje.

Resumo

A artroplastia total do joelho é uma forma de tratamento muito eficaz na recuperação funcional da articulação do joelho. O comprometimento da capacidade funcional do joelho tem crescido significativamente devido ao aumento da longevidade da população. A artroplastia total do joelho tem vida finita, e fatores como a rotura mecânica dos materiais e o deslocamento da prótese podem comprometer o seu sucesso. Os fabricantes disponibilizam aos profissionais de saúde uma diversificada oferta no que diz respeito a próteses do joelho, variando essencialmente na geometria e no tipo de material. Neste trabalho, utilizaram-se tomografias computadorizadas de pacientes, que permitiram desenvolver modelos geométricos e com densidade óssea aproximada, para posterior inserção de uma prótese de joelho. Modelos computacionais 2D e 3D, submetidos à compressão por uma carga assimétrica, vão permitir elege a melhor conjugação entre a geometria e o material, no desempenho da prótese. Quando o material da prótese é Co-Cr, material mais rígido, atinge as tensões mais críticas quando comparado com uma liga de titânio. Todas as geometrias testadas implicam deformação excessiva no osso trabecular, numa área de importante apoio à estrutura da prótese. A área de osso trabecular em cedência sofre um significativo efeito de bloqueio de tensões com consequências como a sensação de dor pelo paciente e a perda de massa óssea. Sabe-se que a artroplastia total do joelho atinge a falência sobretudo pelo desgaste da prótese, porém o melhoramento da geometria e a escolha do material mais adequado podem desacelerar este processo.

Palavras-Chave: Biomecânica do joelho; Artroplastia total do joelho; Durabilidade da prótese do joelho; Tomografia computadorizada; Método dos elementos finitos.

Abstract

Total knee arthroplasty is a very effective procedure of treatment on the functional knee joint recovery. The weakening of knee functional capacity has grown significantly due to increased longevity of the population. Total knee arthroplasty has a finite life and factors such as, material mechanical failure, and prosthesis displacement, can make vulnerable its success. Manufacturers provide to the healthcare professionals, a wide choice in respect of the knee prosthesis, essentially varying the geometry and the material type. In this study, we used computed tomography images of patients, which led to the development of geometric models and with approximated bone density, for a future knee prosthesis insertion. The computational models (2D and 3D), subjected to compression due an asymmetric load, will allow to choose the best combination between geometry and material, in the performance of the prosthesis. When the material of the prosthesis is Co-Cr, more rigid material, it reaches the most critical stress, as compared to a titanium alloy. All tested geometries suggest excessive deformation in the trabecular bone, near of the relevant support to the prosthesis structure. The trabecular bone area in yield stress, suffered a significant stress shielding effect, with consequences such as, the pain feeling and the bone mass loss, by the patient. It is known that total knee arthroplasty reaches the failure by wear of the prosthesis, but improving the geometry and choosing the most suitable material, this process could be delayed.

Keywords: Biomechanics of knee; Total knee arthroplasty; Knee prosthesis durability; Computed tomography; Finite element method.

Conteúdo

Capítulo 1 - Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	1
1.2. Apresentação dos Capítulos.....	2
Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica.....	3
2.1 Biomecânica da Articulação do Joelho.....	3
2.2 Artroplastia Total do Joelho.....	6
2.3 Durabilidade das Próteses.....	9
2.4 Revisão da Artroplastia Total do Joelho.....	11
Capítulo 3- A Biomecânica da Prótese do Joelho.....	14
3.1. Caracterização das Próteses.....	14
3.2. Dimensão dos Tecidos Ósseos.....	17
3.3. Propriedades Mecânicas dos Materiais.....	20
3.4. Modelação Computacional.....	24
Capítulo 4 - Análise Biomecânica 2D.....	26
4.1. Modelo 2D do Joelho com Prótese.....	26
4.2. Modelo Analítico e Numérico 2D à Compressão do Joelho com Prótese.....	28
4.3. Modelo Numérico 2D com Carga Assimétrica do Joelho com Prótese.....	30
4.4. Análise de Resultados.....	31
4.5. Discussão de Resultados.....	38
Capítulo 5 – Análise Biomecânica 3D.....	41
5.1. Modelo 3D do Joelho com Prótese.....	41
5.2. Modelo Numérico 3D com Carga Assimétrica do Joelho com Prótese.....	43
5.3. Análise Numérica 3D Linear Estática e Contacto Perfeito.....	44
5.4. Análise Numérica 3D Não Linear Incremental e Contacto entre Superfícies.....	46
5.5. Discussão de Resultados.....	48

Capítulo 6 - Conclusão	50
Referências Bibliográficas.....	53
Anexos.....	59
Anexo 1 - Prótese do Joelho: Análise de Mercado	60
Anexo 2 - Dimensões Ósseas de cada Paciente	62
Anexo 3 – Desenho Técnico do Biomodelo 2D do Joelho com Prótese 1/2/3.....	64
Anexo 4 - Modelos 2D.....	65
Anexo 5 - Método Analítico para Validar o Modelo 2D	66
Anexo 6 - Deslocamentos na Direção y.....	68
Anexo 7 – Distribuição de Tensões de von Mises	71
Anexo 8 - Distribuição de Tensões de von Mises no Osso trabecular.....	74
Anexo 9 - Distribuição de Tensões de von Mises no PMMA	77
Anexo 10 – Distribuição das Tensões de Corte xy	80
Anexo 11 – Leitura nos Nós de Tensões em y.....	83
Anexo 12 – Desenho Técnico do Biomodelo 3D do Joelho com Prótese 1	86
Anexo 13 - Malha de Elementos Finitos, Modelo 3D	87

Lista de símbolos

CF - Componente Femoral

CT - Componente Tibial

HU - Unidade Hounsfield

E – Módulo de elasticidade

$\sigma_{ced.}$ – Tensão de cedência

$\sigma_{rot.}$ – Tensão de rotura

2D - Bidimensional

3D - Tridimensional

MEF – Método dos Elementos Finitos

MN Mínimo

MX Máximo

SS – *stress shielding*

Lista de tabelas

Tabela 1 - Dimensões da prótese.....	16
Tabela 2 – Dados dos pacientes em estudo.	17
Tabela 3 – Dimensões do fêmur de cada paciente.....	18
Tabela 4 – Dimensões da tíbia de cada paciente.	18
Tabela 5 - Pesquisa bibliográfica das dimensões ósseas do joelho.	19
Tabela 6 - Valores de HU no joelho e cada paciente.....	21
Tabela 7 – Densidade e módulo de elasticidade do osso cortical e trabecular.....	22
Tabela 8 - Propriedades mecânicas do osso.	22
Tabela 9 – Propriedades mecânicas dos materiais que constituem a prótese.	24
Tabela 10 - Propriedades dos materiais para o modelo 2D.	27
Tabela 11 – Tensões em y, leitura dos nós 11 e 12 e cálculo do SS.	37
Tabela 12 - Propriedades dos materiais para o modelo 3D.	42
Tabela 13 - Valores máximos e mínimos registados no modelo 2D e 3D.	48

Lista de figuras

Figura 1- Modelo anatómico do joelho, secção sagital (Netter, 2008).....	3
Figura 2 - Distribuição da carga na articulação do joelho, adaptado de (Netter, 2008)...	5
Figura 3 - Joelho, antes e após artroplastia (Completo, 2006).	6
Figura 4 - Componentes da prótese do joelho, (Song, et al., 2013)	7
Figura 5 – A: joelho exposto em flexão; B: colocação da componente femoral; C: colocação da componente tibial; D: aspecto final com o joelho em flexão (Depuy Synthes, 2015).	9
Figura 6 – Prótese para a cirurgia de revisão (Song, et al., 2013).	12
Figura 7 – Casos de fratura da componente tibial (Palma, et al., 2011).	13
Figura 8 - Próteses em estudo.	15
Figura 9 - Esquema da dimensão da prótese.	16
Figura 10 – Identificação das cotas no fémur e na tíbia.	18
Figura 11 - Espessura do osso cortical no joelho.	20
Figura 12 - Zonas de medição dos valores de HU.....	21
Figura 13 - Modelo 3D simplificado em modelo 2D	25
Figura 14 - Modelo 2D da prótese 1, 2 e 3.	26
Figura 15 - Elemento Plane 183 (Ansys®, 2016).	27
Figura 16 – Malha para a prótese 1, 2 e 3.....	28
Figura 17 – A. Modelo 2D da prótese 1; B. Modelo simplificado da prótese 1.....	28
Figura 18 - Deslocamentos em y para a prótese 1, mm.....	29
Figura 19 – Tensões normais em y para a prótese 1, MPa.	29
Figura 20 - Carga assimétrica aplicada ao modelo 1, 2 e 3.	31
Figura 21 - Deslocamentos em y (mm) na prótese 3 com material; C.F. e C.T: Ti-13Nb-13Zr.	32
Figura 22 - Distribuição das tensões de von Mises na prótese 1, 2 e 3, MPa.	33
Figura 23 - Tensões von Mises no osso trabecular para a prótese 1, 2 e 3, MPa.	34
Figura 24 - Tensões de von Mises no PMMA para a prótese 1, 2 e 3, MPa	35
Figura 25 - Tensões de corte na componente tibial para a prótese 1, 2 e 3.	36
Figura 26 – Identificação dos nós para a leitura das tensões em y.	36
Figura 27 - Modelo 3D e vista explodida, utilizando o SolidWorks®.....	41
Figura 28 - Elemento <i>Solid</i> 185 (Ansys®, 2016).	42
Figura 29 - Malha de elementos finitos 3D.	43
Figura 30 - Carga assimétrica aplicada ao modelo 3D.....	43
Figura 31 - Deslocamentos em y no modelo 3D, mm.	44

Figura 32 - Tensões de von Mises na tíbia e fémur no modelo 3D, MPa.	45
Figura 33 - Distribuição das tensões de von Mises na prótese, MPa.	45
Figura 34 - Tensões de corte na prótese, MPa.....	46
Figura 35 - Distribuição das tensões de von Mises no modelo 3D com contacto, MPa	47

Capítulo 1 - Introdução

1.1. Objetivos

Na área da biomecânica ligada à ortopedia existem diversas variáveis que podem influenciar o melhor ou o pior desempenho da função de uma prótese. Esta é uma área de interesse para estudo, uma vez que pressupõe o recurso a metodologias científicas válidas de forma a possibilitar a melhor qualidade no paciente. Na colocação de próteses as variáveis que interferem para o sucesso clínico podem ser, para além das condições da cirurgia, o processo de recuperação do paciente e os parâmetros inerente à prótese (material e geometria). Para a durabilidade da prótese devem ser evitados os efeitos nefastos sobre a estrutura óssea, devendo estar em condições para receber e se adaptar à prótese. Uma prótese de substituição articular deve sobretudo garantir os movimentos a que o organismo está habituado. O joelho é a articulação mais complexa do corpo humano, envolve movimentos de rotação, deslizamento e suporta cargas em regime contínuo. Devido a patologias ou acidentes, a perda de mobilidade nesta articulação pode condicionar a mobilidade do paciente. A artroplastia total do joelho é uma intervenção que pretende garantir a recuperação da mobilidade e do conforto perdidos. A escolha da prótese adequada para um paciente pode ser a chave do sucesso da artroplastia. Os profissionais de saúde têm ao seu dispor uma oferta variada no que respeita a próteses do joelho, variando essencialmente o material e a geometria.

O objetivo deste estudo é modelar o joelho humano, a partir de dados recolhidos em imagens médicas de pacientes, para posteriormente analisar em conjunto nessa geometria, diferentes próteses existentes no mercado e diferentes materiais. É efetuada uma avaliação biomecânica do conjunto prótese-joelho submetido a cargas de compressão e com distribuição assimétrica. O trabalho é abordado em contexto numérico, utilizando o método de elementos finitos, através de uma análise computacional linear estática com contato perfeito e ainda incremental com elementos de contato, para as diferentes soluções biomecânicas. Paralelamente à metodologia numérica é também utilizada uma metodologia analítica, através de equações para cálculo dos deslocamentos e tensões, que permitem validar as análises efetu-

adas. Todas as soluções obtidas são comentadas e discutidas na tentativa de aumentar o conhecimento nesta área de importância clínica.

1.2. Apresentação dos Capítulos

Este relatório está dividido em 6 capítulos. No **Capítulo 1** intitulado por **Introdução** são descritos os objetivos que suportam o estudo.

No **Capítulo 2** intitulado por **Revisão Bibliográfica** encontra-se a revisão de conceitos essenciais ao desenvolvimento e compreensão da matéria. São abordados temas como o joelho humano, a artroplastia total do joelho e esclarecidos alguns aspetos fundamentais que podem condicionar a durabilidade da prótese do joelho.

No **Capítulo 3** designado por **Estudo Biomecânico** é feita a descrição de todos os procedimentos para a criação do modelo, que engloba o joelho humano com prótese e as condições do estudo.

O **Capítulo 4** com o título **Análise Biomecânica 2D** apresenta o estudo numérico de 27 modelos 2D, variando a geometria e o material da prótese. Neste capítulo é ainda apresentada uma metodologia analítica para o cálculo de deslocamentos e tensões normais no conjunto osso-prótese e validação com os resultados numéricos. A análise e a discussão dos diferentes resultados numéricos permitem conhecer o conjunto geometria-material com o comportamento mais crítico.

O **Capítulo 5** intitulado **Análise Biomecânica 3D** apresenta a modelação 3D e a respetiva análise numérica do modelo com o comportamento mais crítico obtido na análise biomecânica 2D. É efetuada uma análise estática linear e ainda uma análise não linear com carregamento incremental e elementos de contato. Este tipo de análise permitiu obter resultados sob a imposição do valor da máxima carga a que o modelo poderá ficar sujeito.

O **Capítulo 6** termina com a **Conclusão**, contendo o esclarecimento de toda a aprendizagem adquirida e o desenvolvimento do estudo. São apresentadas as opiniões fundamentadas, com base nos resultados obtidos de todo o estudo desenvolvido.

Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica

2.1 Biomecânica da Articulação do Joelho

O joelho é uma estrutura par situado nos membros inferiores. É composto por três estruturas ósseas, a extremidade distal do fêmur, a extremidade proximal da tíbia e a patela (Figura 1), sendo estruturas ósseas que se movimentam entre si através de uma articulação (Netter, 2008). A articulação do joelho é a maior do corpo humano e estruturalmente a mais complexa, permitindo uma variedade de movimentos complexos que envolvem a rotação e o deslizamento (extensão, flexão) entre as superfícies articulares. Caracteriza-se como sendo uma dupla articulação, uma entre o fêmur e a tíbia chamada de tíbio-femoral, e outra entre o fêmur e a patela denominada patelo-femoral (Completo, et al., 2011).

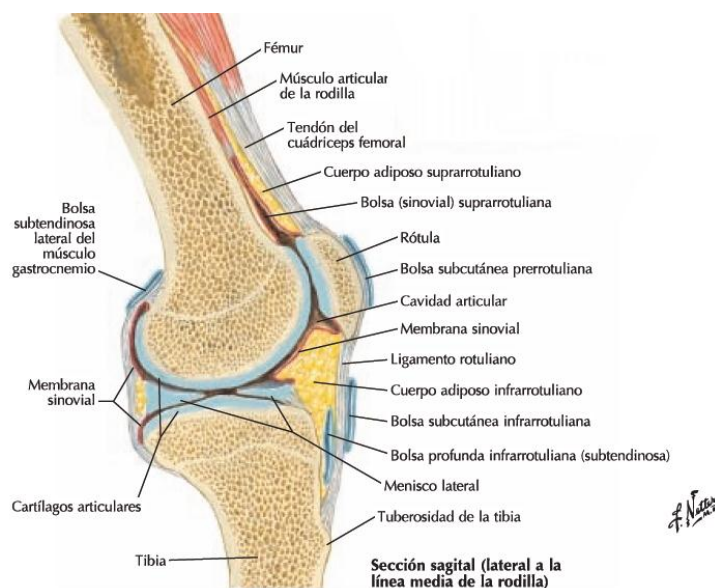


Figura 1- Modelo anatómico do joelho, secção sagital (Netter, 2008).

A rótula ou patela articula-se com a parte anterior do fêmur, articulação patelo-femoral, tendo como função principal a proteção articular e aumento da força de extensão do joelho. A porção inferior do fêmur, fêmur distal, é formada por dois côndilos que se articulam com a parte superior da tíbia, tíbia distal, que é formada por dois côndilos

tibiais, articulação tíbio-femoral. O côndilo femoral medial é mais longo que o lateral (Netter, 2008).

As superfícies articulares, onde estes ossos (fêmur, tíbia, patela) entram em contato, são cobertas de uma cartilagem especial, chamada de cartilagem articular que torna possível o movimento. Esta estrutura anatômica em indivíduos sem patologia possui cerca de 6 milímetros de espessura, com considerável elasticidade. A resiliência da cartilagem facilita o deslizamento normal da articulação e é um eficiente amortecedor das pressões mecânicas (Junqueira, et al., 2008).

A articulação do joelho além das estruturas ósseas possui ligamentos e meniscos (Figura 1) responsáveis pela estabilização da articulação, impedindo que o fêmur deslize em relação à tíbia. Os meniscos além de estabilizar também amortecem os impactos, fazendo com que a força exercida pelo corpo não se concentre num único ponto na extremidade proximal da tíbia. Esta articulação é sinovial, articulações sinoviais são delimitadas por ligamentos e cápsulas que formam um compartimento fechado. Todas as estruturas são revestidas por uma fina membrana e líquido sinovial que lubrificam a articulação e reduzem o atrito (Jacob, et al., 1990) (Netter, 2008) (Completo, et al., 2011).

As forças que atuam no joelho dependem das forças externas que atuam no membro inferior, assim como, das forças internas geradas pela contração muscular. As forças e momentos nas articulações do joelho dependem do peso, da ação muscular, da resistência dos tecidos moles (ligamentos tendões, meniscos), das cargas externas, da atividade física e do estado da articulação. A distribuição da carga na articulação do joelho é assimétrica (Figura 2), provocando um efeito de flexão sobre a tíbia. A carga no côndilo medial representa 60% da carga total e o côndilo lateral recebe os restantes 40% (Completo, et al., 2006) (Fouda, 2014).

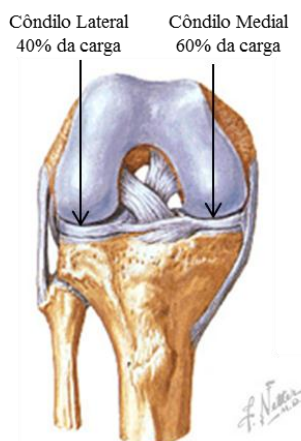


Figura 2 - Distribuição da carga na articulação do joelho, adaptado de (Netter, 2008).

Durante o ciclo de marcha, na fase inicial de apoio do calcanhar, a força de reação no prato tibial é de, aproximadamente, duas vezes o peso do corpo, logo a seguir ao apoio do calcanhar, a força aumenta para duas a três vezes o peso do corpo. O pico de força acontece ligeiramente antes de o pé levantar do chão. Esta força varia entre duas a quatro vezes o peso do corpo e está associada à contração do músculo gêmeo (músculo tibial posterior). Na fase final do ciclo de marcha, com o pé levantado, a força diminui para aproximadamente uma vez o peso do corpo (Morrison, 1970).

A articulação do joelho transmite cargas, auxilia todo o corpo na conservação do equilíbrio, participa ativamente no movimento e promove a amplificação das forças transmitidas à perna. Nesta articulação, desenvolvem-se forças e momentos de elevada magnitude, devido ao comprimento dos dois ossos que ali se unem (tíbia e fémur), fazendo com que seja uma articulação propícia a lesões graves.

Este facto torna necessária uma boa compreensão na análise das forças e movimentos a que o joelho está sujeito. Qualquer alteração na superfície de movimento do joelho irá alterar a distribuição de cargas na articulação, com consequências nefastas. Na articulação, o movimento da extensão máxima para a flexão máxima, varia entre 0° e aproximadamente 140° (Completo, et al., 2011).

A função do joelho pode ser gravemente afetada por processos inflamatórios ou degenerativos. A cartilagem que reveste a articulação do joelho, com o decorrer dos anos, vai desgastar-se, provocando dor e inflamação, uma vez que os ossos entram em contacto direto um com o outro, patologia denominada osteoartrose. A osteoartrose do joelho é um problema frequente na população humana, com incidência crescente, devido ao au-

mento da esperança média de vida. É mais comum em pessoas idosas, afetando cerca de 7,5% da população acima dos 55 anos. No caso particular de alguém que foi submetido a uma meniscectomia total ou parcial, em que deixam de existir os meniscos, uma estrutura de consistência elástica que permite o ajustamento das superfícies articulares do fémur e da tibia, acelera a degradação da cartilagem (Pécora, et al., 2003) (Coutinho, 2013) (Moreira, 2014) .

2.2 Artroplastia Total do Joelho

Na década de 1940 iniciaram-se as técnicas de substituição de superfície e, com o desenvolvimento de tecnologia adequada, surgiram as próteses modulares de joelho que são hoje usadas. O uso de próteses veio melhorar a qualidade de vida daqueles pacientes que, por qualquer razão, ficaram debilitados, trazendo vantagens em relação à redução excessiva de dor, movimento próximo do normal, aumento da capacidade e da distância de caminhada, melhora expressiva das atividades diárias e permitindo uma reabilitação pouco dolorosa. (Leonhardt, et al., 2006) (Vasconcelos, et al., 2013).

A artroplastia total do joelho (Figura 3) é uma forma de tratamento muito eficaz na recuperação funcional da articulação do joelho, promove a correção de deformidades e instabilidades, com alívio da dor e melhoria da função na maioria dos pacientes. O número de pacientes que procuram tratamento médico devido ao comprometimento da capacidade funcional dos joelhos, tem crescido significativamente, tanto pelo aumento da longevidade da população, quanto pelo aumento da atividade dos indivíduos nesta faixa etária mais avançada (Pécora, et al., 2003) (Vasconcelos, et al., 2013).



Figura 3 - Joelho, antes e após artroplastia (Completo, 2006).

A artroplastia do joelho tem vida finita, que é decididamente afetada pelo nível de atividade desenvolvido pela articulação. A vida útil das artroplastias do joelho tem aumentado ao longo do tempo devido à melhoria dos instrumentais cirúrgicos, ao aprimoramento da técnica cirúrgica e, principalmente, ao aumento do conhecimento da biomecânica do joelho, contribuindo para a evolução dos desenhos dos componentes protéticos (Pécora, et al., 2003).

O estudo das cargas na articulação durante as atividades diárias implica que o projeto de prótese resista a essas cargas conservando o princípio de aproximar o desempenho desta articulação da articulação natural, contribuindo para reduzir a probabilidade de falência da prótese. A informação biomecânica, importante para estas causas, tem sido obtida através de estudos *in-vitro* em cadáver, simulação dos movimentos e das cargas e estudos de locomoção *in-vivo*. O controle do movimento da articulação e a estabilidade são alcançados através de uma relação biomecânica intrínseca entre as geometrias das superfícies substituídas e os restantes ligamentos e músculos da articulação (Completo, 2006).

A prótese do joelho é composta por três componentes, componente femoral, tibial e patelar (Figura 4). A componente femoral reveste os côndilos do fêmur, sendo constituída por uma liga metálica. A componente tibial é composta pelo prato tibial e pela componente de polietileno. O prato tibial permite a fixação da componente na tíbia proximal, sendo constituída por uma liga metálica. A componente de polietileno substitui a função dos meniscos, permitindo que a componente femoral deslize sobre si. A componente patelar em polietileno substitui a parte posterior da patela assegurando o movimento da articulação patelo-femoral.

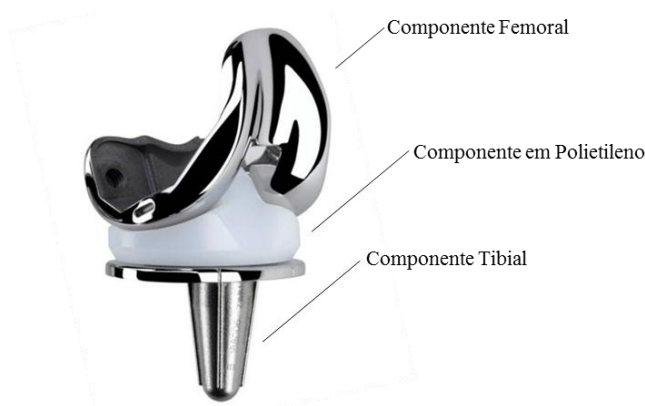


Figura 4 - Componentes da prótese do joelho, (Song, et al., 2013)

A componente femoral e tibial em ligas metálicas está disponível no mercado essencialmente em ligas de cromo-cobalto e de titânio. As primeiras próteses utilizadas eram em aço inoxidável. Atualmente preferem-se as ligas de cromo-cobalto, que são mais resistentes ao desgaste e, por esse motivo, produzem menos resíduos de desgaste, quase sempre mal tolerados e por vezes responsáveis pelos descolamentos das próteses.

As ligas de titânio são utilizadas, normalmente, para o prato tibial metálico. A elasticidade do titânio, relativamente à do aço, é mais pequena do que a do aço e aproxima-se do valor de elasticidade do osso, o que reduz os riscos de reabsorção óssea em torno da prótese. Ao contrário, o titânio e as suas ligas não devem ser utilizados em superfícies sujeitas a esforços de atrito, porque se desgastam rapidamente com a formação de partículas que geram reações inflamatórias, sendo indispensável uma nova cirurgia (Moreira, 2014) (Fouda, 2014).

As componentes da prótese podem ser fixadas aos tecidos ósseos através de um cimento, no entanto existem no mercado próteses preparadas para serem fixadas por osteointegração. Nesse caso, as componentes detêm superficialmente uma rugosidade específica, nas zonas que estarão em contacto com o tecido ósseo, que estimula a produção natural de cimento ósseo, através da micromovimentação das componentes em relação ao osso hospedeiro, essencial ao processo de osteointegração. Estas próteses apresentam vantagens em relação às próteses cimentadas, na medida em que o paciente não padece dos possíveis efeitos negativos que a polimerização do cimento poderá causar nos tecidos ósseos, como a necrose térmica. No entanto nas próteses cimentadas a fixação das componentes é mais eficaz, permitindo a sustentação do peso mais precoce, diminuindo assim o tempo de recuperação. As próteses cimentadas são amplamente utilizadas em pessoas de idade mais avançadas, com o envelhecimento do organismo os tecidos ósseos vão perdendo capacidades, dificultando o processo de osteointegração. A bibliografia mostra que a durabilidade das próteses cimentadas é maior que a das próteses não cimentadas (Camargo, et al., 2007) (Magalhães, 2014).

Existe, atualmente, uma grande variedade de próteses do joelho. Os fabricantes colocam à disposição dos profissionais da artroplastia diferentes materiais, assim como acessórios de ajuda à intervenção cirúrgica e ao acompanhamento dos pacientes. Para o bom desempenho da prótese é necessário que esta se ajuste o mais possível às dimensões do

fêmur e da tíbia do paciente. Existem diferentes medidas para cada componente, oferecendo ao profissional de saúde a possibilidade de adaptar a prótese às dimensões ósseas do paciente. Para que a prótese se ajuste ao osso hospedeiro, no procedimento de corte dos tecidos ósseos é necessário usar guias de corte. As serras oscilantes vibratórias com lâminas pouco flexíveis, que não se encurvam quando iniciam o corte de um osso, permitem a obtenção dos cortes exatos esperados. Ao contrário, a indisponibilidade de material de preparação confiável transforma a operação num ato artesanal, que dependerá da capacidade técnica e da sorte de seu executor, em que erros irreparáveis comprometerão a durabilidade da prótese.

O tamanho da componente femoral e tibial é estimado em pré-operatório, através de radiografias e confirmado, posteriormente, na hora da cirurgia. Na cirurgia o primeiro osso a ser preparado é o fêmur e em seguida a tíbia. Na Figura 5 pode-se observar as etapas principais da colocação da prótese. Os tecidos ósseos sofrem os cortes e perfurações necessários para que a prótese se ajuste o mais possível. As componentes da prótese são então testadas, para garantir que o tamanho é o adequado. Por fim, todas as superfícies são verificadas, tentando evitar ao máximo pequenas partículas que possam ter ficado perdidas durante os processos de corte (Coutinho, 2013) (Depuy Synthes, 2015).

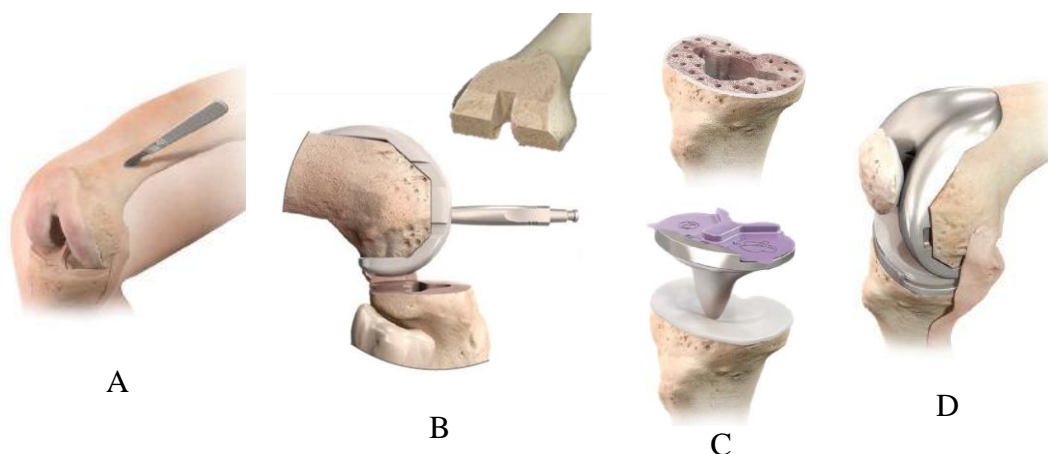


Figura 5 – A: joelho exposto em flexão; B: colocação da componente femoral; C: colocação da componente tibial; D: aspecto final com o joelho em flexão (Depuy Synthes, 2015).

2.3 Durabilidade das Próteses

Fatores biológicos e mecânicos comprometem a vida útil das artroplastias. Entre os fatores biológicos, a infecção e a reação de corpo estranho aos componentes da prótese, são

alguns desses exemplos. Quanto aos fatores mecânicos pode citar-se os micromovimentos que ocorrem na interface entre o osso e o material da prótese, e as alterações das tensões no fêmur e na tíbia. Problemas mecânicos associados às articulações de substituição estão, normalmente, relacionados com o desgaste, a rotura mecânica do implante e o descolamento da prótese em relação ao osso (Pécora, et al., 2003).

A artroplastia cimentada é uma das técnicas cirúrgicas com maior sucesso. O elemento de ligação utilizado entre o osso e a prótese é normalmente o Polimetilmetacrilato (PMMA) que garante a fixação da prótese ao osso. A estabilidade da prótese cimentada vai depender das ligações entre a interface cimento-prótese e a interface osso-cimento. Movimentos entre a prótese e o cimento em carga, poderá provocar fissuras junto da parede da prótese acelerando o desgaste do material. Um dos problemas da interface osso-cimento é o aparecimento de necrose no osso devido à toxicidade do cimento. Neste caso, a necrose é uma reação exotérmica do cimento com o osso adjacente, levando à contração do cimento podendo causar problemas de laxação das próteses (Magalhães, 2014).

O desgaste da prótese é definido como uma remoção progressiva do material em forma de partículas. Entre os fatores que influenciam o complexo mecanismo de desgaste, os parâmetros do material (dureza, acabamento superficial) e os parâmetros do paciente (distribuição de pressão de contato, lubrificação e atividade física), são alguns desses exemplos. Apesar de o desgaste ser efetuado, maioritariamente, de forma direta, pode também acontecer por desgaste indireto através de partículas que são libertadas, principalmente por polietileno, que pode provocar uma reação inflamatória. Assim, o desgaste do implante é controlado através de sucessivos exames requeridos pelo médico (DallaCosta, 2011).

O deslocamento entre a prótese e o osso surge do seu movimento relativo, originando dor no paciente. Após a cirurgia, as células dos tecidos ósseos em contacto com o cimento são osso necrótico e severamente danificado. Este enfraquecimento ou morte celular resulta do processo de corte ou mesmo da temperatura de cura do cimento. Esta camada fina de tecido morto e ferido perde a sua resistência mecânica e é incapaz de sustentar as tensões transmitidas pelo implante. Se estas tensões são muito elevadas, o osso não será capaz de regenerar, sendo esta camada de tecido substituído por uma camada

de tecido fibroso e mole, que origina instabilidade na fixação da prótese (Completo, 2006).

A alteração das tensões no fémur e na tíbia devido à instalação das próteses poderá dar origem ao fenómeno de *stress shielding*. Este fenómeno é causado pelo bloqueio de tensões existentes entre o osso e a prótese, não permitindo a regeneração óssea dos tecidos. Ao introduzir a prótese no osso os esforços que anteriormente eram suportados totalmente pelo osso passam a ser suportados pelo conjunto osso-implante. Quando se aplica uma força num conjunto osso-implante, sendo o material da prótese mais rígido vai absorver a maioria da tensão instalada. No caso em que o material da prótese é mais flexível, parte da tensão absorvida é partilhada com o osso que o circunda. Quanto maior a diferença de tensões entre o osso e a prótese maior o efeito no bloqueio de tensões, sendo esse aumento proporcional na sensação de dor pelo paciente. O osso adapta a sua estrutura em função dos esforços mecânicos desenvolvidos. Assim, uma diminuição dos níveis de tensões sobre o osso conduz a uma diminuição de rigidez, e como consequência originar perda de massa óssea. A inserção de uma prótese reduz os níveis de tensão no osso, podendo este enfraquecer e colocar em causa a estabilidade das componentes da prótese (Duke Orthopaedics, 2016).

A durabilidade da prótese dependerá também de utilização coerente pelo seu portador, a exposição a esforços que poderão acelerar o desgaste como por exemplo, a massa corporal elevada, carregar pesos excessivos e adotar movimentos repetitivos e de impacto intensos. Os movimentos complexos causam um desgaste do polietileno, sendo um dos principais fatores que afetam a durabilidade das artroplastias. O desgaste do polietileno representa uma das principais causas de falha da artroplastia do joelho. Com o inevitável desgaste dos materiais da prótese pequenas partículas de polietileno e cimento podem soltar-se na articulação e desencadear um processo inflamatório por fricção nos tecidos (Camargo, et al., 2007).

2.4 Revisão da Artroplastia Total do Joelho

A revisão da artroplastia é, normalmente, uma consequência das complicações referidas anteriormente. Consiste, basicamente, na substituição dos componentes danificados ou, na maioria das vezes, na sua substituição total. Habitualmente, ao contrário da artroplas-

tia primária, a revisão é mais complexa devido a vários fatores, entre eles uma nova incisão numa zona já traumatizada pela primeira cirurgia, presença de processos inflamatórios ou dificuldade em retirar os componentes. A cirurgia de revisão obriga ao aumento na abertura do osso, devido à perda óssea circundante. O objetivo consiste em garantir estabilidade aos novos componentes femorais e tibiais. Assim, nos casos de revisão, é essencial a utilização de componentes desenvolvidos especificamente para tal, garantindo a estabilidade da articulação (Figura 6). O aumento das dimensões das componentes da prótese e o próprio material de que é constituída, traduzem-se numa rigidez superior, que por sua vez está associado a um maior efeito de *stress shielding* (Completo, 2006).



Figura 6 – Prótese para a cirurgia de revisão (Song, et al., 2013).

A cirurgia de revisão da artroplastia total do joelho é um importante acontecimento para perceber o que contribuiu para o fracasso da primeira artroplastia, os dados retirados ajudam a perceber os aspetos que necessitam de ser revistos na prótese do joelho. Vários autores registam esses acontecimentos, dois exemplos são o autor Veiga entre 1996 e 1999 e o autor Sharkey entre 1997 e 2000. Os dados recolhidos nas cirurgias de revisão indicam o desgaste do polietileno, infeção dos tecidos, mecanismo extensor deficiente, necrose vascular e fratura óssea. A principal causa da revisão foi o afrouxamento da plataforma tibial, relacionados com a instabilidade, mau alinhamento ou mau posicionamento e falha de fixação, em alguns casos extremos regista-se a fratura da compo-

nente tibial (Figura 7). A tíbia apresenta casos de rotura dos tecidos ósseos que resulta em fraturas principalmente nas áreas de osso que suportam a prótese. (Veiga , et al., 2001) (Sharkey, et al., 2002) (Palma, et al., 2011) (Helito, et al., 2013).

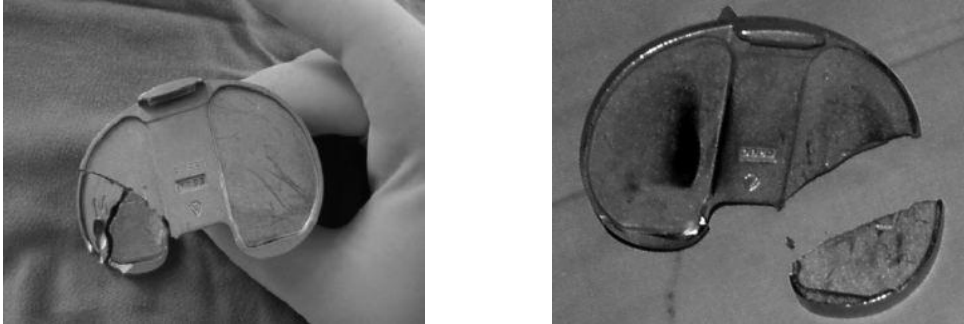


Figura 7 – Casos de fratura da componente tibial (Palma, et al., 2011).

Capítulo 3- A Biomecânica da Prótese do Joelho

3.1. Caracterização das Próteses

Ao avaliar as próteses de joelho presentes no mercado uma das principais conclusões é que a geometria e o material da prótese variam entre os principais fabricantes a nível mundial. Essa variação implica questionar sobre qual será a melhor solução de prótese para o paciente, ou qual será a melhor solução de prótese para o paciente com determinadas características ósseas. Através da engenharia ligada à biomecânica, os profissionais de saúde poderão avaliar a viabilidade dos tecidos ósseos para sustentar a prótese, esclarecendo os seus fatores característicos para o melhor desempenho no indivíduo.

Para a concretização das diferentes análises numéricas efetuadas ao longo deste estudo, é necessário executar uma etapa prévia relativa à modelação dos componentes envolvidos. No Anexo 1 é possível visualizar uma recolha exhaustiva de diferentes modelos comerciais de próteses, com o respetivo esboço em desenho 2D efetuado à mão livre, necessário numa modelação. O conjunto de desenhos em esboço teve como objetivo clarificar e tornar visíveis as principais diferenças geométricas entre as diferentes próteses comerciais. A componente femoral da prótese apresenta semelhanças entre todas as próteses, com diferenças pouco significativas, em que o princípio de geometria se mantém. As diferenças geométricas mais marcantes encontram-se na componente tibial. Uma parte dos fabricantes produz o prato tibial exclusivamente numa liga metálica, enquanto outros perfuram o espigão do prato tibial por polietileno que dá apoio à própria componente em polietileno. Todavia, ainda existem fabricantes que além de perfurar o espigão por outro material, criam um apoio extra ao prato tibial, colocando um reforço em torno do espigão. De entre as próteses do Anexo 1 foram selecionadas três (Figura 8), que reúnem todas estas características geométricas da componente tibial, servindo de base para o estudo computacional.

O modelo em estudo inclui a prótese e os tecidos ósseos diretamente envolvidos, desprezando-se a patela e a componente patelar. Entre os três modelos, os tecidos ósseos e

a componente femoral não variam. Será desenhada uma componente femoral genérica que mantenha as principais características analisadas nos modelos comerciais.



Figura 8 - Próteses em estudo.

A prótese identificada com o número 1 na Figura 8 é fabricada pela empresa DePuySynthes®, pertencente ao grupo Johnson&Johnson, com sede nos EUA. Nesta prótese o prato tibial é totalmente uma liga metálica. A prótese número 2 é fabricada pela empresa Serf: Implant L'innovation®, de origem Francesa, sendo o espigão do prato tibial perfurado por polietileno e com reforço em seu redor. Por fim, a prótese número 3, fabricada pela empresa Endotec® com sede nos EUA, tem semelhanças em relação à prótese número 2, à exceção do reforço no espigão do prato tibial.

As próteses são preparadas geometricamente para serem fixadas no tecido ósseo com cimento, designado PMMA (polimetilmetacrilato). De entre os três fabricantes de próteses referidos, a DePuySynthes® indica que o cimento deve ocupar um espaço entre o osso e a prótese de 2 a 4 mm. Assim, será utilizada uma espessura de 2mm em todos os modelos cimentados em estudo (Depuy Synthes, 2015).

No fémur, um implante que ultrapasse os limites do osso recetor ocasionará atritos com as estruturas capsulares, provocando dor e fenómenos inflamatórios, enquanto o tamanho diminuto pode dificultar o trabalho dos ligamentos na flexão e extensão, criando uma área menor para o movimento da articulação. O implante femoral ideal deve ter o tamanho aproximado da superfície articular, sem ultrapassar os seus limites (Camargo, et al., 2007).

Na tibia, o apoio do implante deverá fazer-se em toda a superfície recetora, incluindo os seus limites corticais, cobrindo totalmente a superfície. A componente tibial será submetida a tensões mais elevadas, em relação à componente femoral, que serão suportadas pelo apoio do prato tibial no osso cortical. A espessura da componente em polietileno

deve permitir um movimento livre e sem tensões instaladas, sendo proporcional aos espaços obtidos (Camargo, et al., 2007). Para a modelação das próteses é necessário ter conhecimento das suas dimensões. Na Figura 9 estão identificadas as cotas principais necessárias, e na Tabela 1 o respetivo valor com indicação da referência bibliográfica consultada.

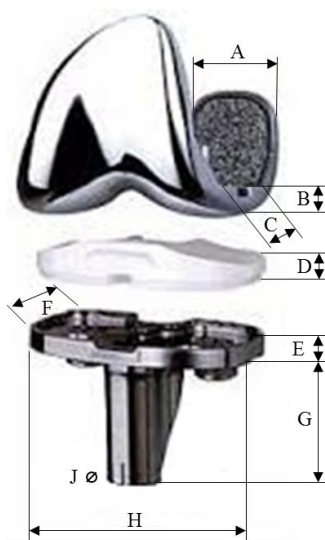


Figura 9 - Esquema da dimensão da prótese.

O valor de cada um das cotas A, C, F e H indicado na Figura 9, será obtido através de dimensões do fémur relativamente à cota A e C, e da tíbia em relação à cota F e H, conforme indicado na Tabela 1.

Tabela 1 - Dimensões da prótese.

Designação das cotas	Dimensões em mm, e referências bibliográficas
A, C, F, H	Dimensão óssea
B	9 (Depuy Synthes, 2015)
D	4 (Depuy Synthes, 2015)
E	5 (Depuy Synthes, 2015)
G	40 (Fouda, 2014)
J	12 (Fouda, 2014)

3.2. Dimensão dos Tecidos Ósseos

Selecionadas as próteses para estudo e conhecidas as suas dimensões de referência, é necessário identificar a dimensão dos tecidos ósseos. O joelho é uma articulação complexa, a forma dos seus tecidos ósseos não é regular, são as estruturas fémur distal e tibia proximal que recebem a prótese. Na bibliografia existem dimensões do fémur e da tibia, mas não as suficientes para desenvolver um modelo o mais próximo possível do real. Perante esta situação tornou-se essencial recorrer a imagens médicas de pacientes para reunir esses dados. Utilizaram-se quatro tomografias computadorizadas a joelhos de pacientes distintos, conforme se apresenta na Tabela 2. As imagens médicas são portadoras de informação, como a dimensão de estruturas e a densidade dos tecidos, que interessam ao desenvolvimento do modelo.

Tabela 2 – Dados dos pacientes em estudo.

Caracterização dos Pacientes		
Nº do paciente	Género	Idade, anos
1	Masculino	22
2	Feminino	29
3	Feminino	37
4	Masculino	50

Para recolher a dimensão dos tecidos, pode visualizar-se na Figura 10 todas as cotas retiradas das imagens médicas em análise. Nas Tabela 3 e Tabela 4 apresentam-se os respetivos valores em mm. Para a modelação final serão utilizados os valores médios das dimensões registadas, conforme se apresenta em cada tabela. No Anexo 2 é possível verificar a exata localização de cada dimensão em todas as imagens médicas dos pacientes.

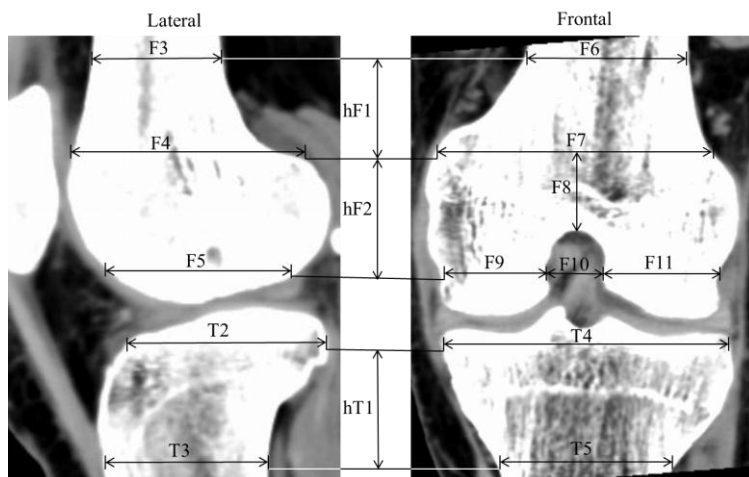


Figura 10 – Identificação das cotas no fêmur e na tíbia.

Tabela 3 – Dimensões do fêmur de cada paciente.

Dimensões do Fêmur [mm]											
Nº do paciente	hF1	hF2	F3	F4	F5	F6	F7	F8	F9	F11	F10
1	27.8	25.52	35.42	46.35	50.26	48.7	82.29	13.02	30.99	28.91	14.58
2	-	21.16	24.77	42.31	45.15	-	69.66	10.58	33.28	22.45	13.42
3	25.7	20.8	-	44.36	43.6	45.2	74.3	10.8	26.6	24.5	14.5
4	26	26	32	41	49	41	73	14	28	30	13
Média [mm]	27	23	31	44	47	45	75	12	30	26	14
									Média: 28		

Tabela 4 – Dimensões da tíbia de cada paciente.

Dimensões da Tíbia [mm]					
Nº do paciente	hT1	T2	T3	T4	T5
1	25.27	49.22	45.57	77.35	48.96
2	26.83	42.06	33.54	68.69	39.73
3	-	42.3	-	70.1	-
4	25.5	51.0	40.0	70.0	43.0
Média [mm]	26	46	40	72	44

Na bibliografia existem alguns estudos que apresentam intervalos de valores das dimensões ósseas do joelho, conforme registo efetuado na Tabela 5. Verifica-se que os dados obtidos, através da análise das tomografias dos pacientes, estão em geral em concordância com os existentes na bibliografia.

Tabela 5 - Pesquisa bibliográfica das dimensões ósseas do joelho.

Valor obtido em [mm]	Valores em [mm] da Bibliografia	
F5=47	45.4 (Chaichankul, et al., 2011) 49-54 (Schmidt, et al., 2009)	50 (Arakaki, et al., 2006) 62.7 ± 4.8 (Shah, et al., 2014)
F7 = 75	78-88 (Schmidt, et al., 2009)	
F9+F10+F11 = 70	60-70 (Arakaki, et al., 2006) 68.3 ± 3.9 (Shah, et al., 2014)	64 (Chaichankul, et al., 2011) 67-76 (Schmidt, et al., 2009)
T2= 46	46 (Chaichankul, et al., 2011) 43-49 (Schmidt, et al., 2009)	51.2 ± 4.2 (Shah, et al., 2014)
T4 = 72	69 (Chaichankul, et al., 2011) 79-81 (Schmidt, et al., 2009)	73.8 ± 4.7 (Shah, et al., 2014) 74 (Fouda, 2014)

Na análise computacional será necessário considerar uma dimensão adicional relativa à espessura do osso cortical. Na Figura 11 está identificada a largura média, entre os pacientes, da componente cortical em diferentes zonas. Pode concluir-se que a espessura média do osso cortical no fémur é de 2.98mm e na tibia 3.36 mm. Em função destes valores, assumiu-se um valor médio de espessura cortical de 3 mm em todas as zonas corticais do joelho.

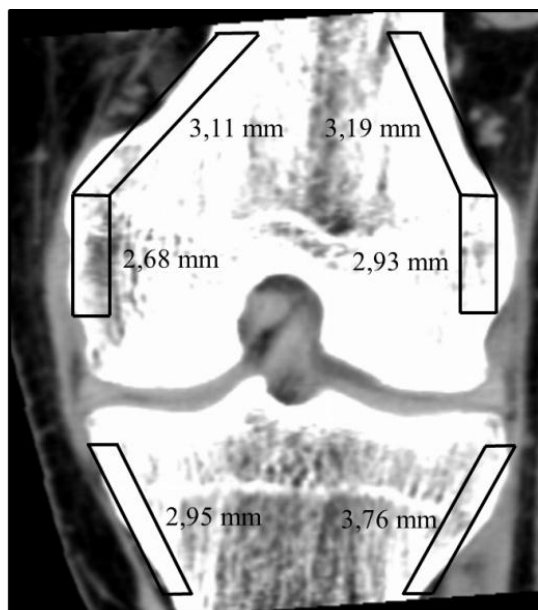


Figura 11 - Espessura do osso cortical no joelho.

3.3. Propriedades Mecânicas dos Materiais

Neste subcapítulo serão apresentadas as propriedades mecânicas dos tecidos ósseos e dos materiais da prótese. A densidade dos tecidos ósseos no joelho, e em geral no corpo humano, varia dependendo da zona, dividindo-se em dois grupos, osso trabecular e osso cortical. As tomografias computadorizadas transportam a informação relativa à densidade dos tecidos através da Unidade Hounsfield (HU). HU é uma escala quantitativa que descreve a radiodensidade e representa a unidade de medida de um quadrado elementar (pixel) em imagens médicas (Carvalho, 2007). Com estes valores é possível chegar ao módulo de elasticidade do tecido. Na Figura 12 estão identificadas as zonas de interesse para recolha de valores de HU e na Tabela 6 os respetivos valores.

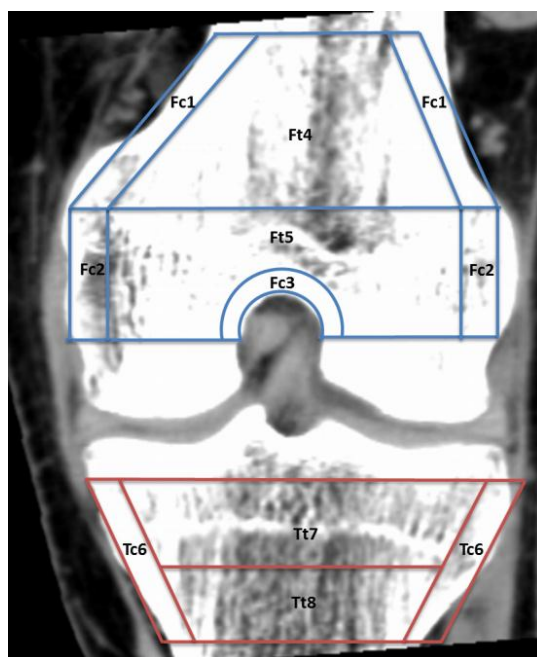


Figura 12 - Zonas de medição dos valores de HU.

Tabela 6 - Valores de HU no joelho e cada paciente

Valores de HU								
Nº do paciente	Fémur					Tíbia		
	Fc1	Fc2	Fc3	Ft4	Ft5	Tc6	Tt7	Tt8
1	1445	470	898	101	281	612	120	88
2	1332	448	700	100	176	478	136	87
3	978	450	696	79	235	415	115	-
4	1274	570	643	161	151	526	145	109
Média HU	1257	484	734	110	211	507	129	95

Cada valor correspondente a uma zona por paciente é o resultado de uma média de vários registos recolhidos na mesma zona. Com o valor médio de HU por zona, é possível calcular a densidade dos tecidos (ρ), através da equação 1. As equações exponenciais 2 e 3 relacionam a densidade do tecido ósseo com o módulo de elasticidade para o osso cortical (E_c) e trabecular (E_t). As equações 1, 2 e 3 são referenciadas na bibliografia por Taylor em 2002 (Taylor, et al., 2002) e Lima em 2009 (Lima, et al., 2009). Na Tabela 7 apresentam-se os valores calculados para a densidade e o módulo de elasticidade dos tecidos ósseos.

$$\rho = 4.64 \times 10^{-4} \times HU + 1 \quad (1)$$

$$E_c = 2065\rho^{3.09} \quad (2)$$

$$E_t = 1904\rho^{1.64} \quad (3)$$

Tabela 7 – Densidade e módulo de elasticidade do osso cortical e trabecular.

Módulo de elasticidade do osso								
	Fémur					Tíbia		
	Fc1	Fc2	Fc3	Ft4	Ft5	Tc6	Tt7	Tt8
Média HU	1257	484	734	110	211	507	129	95
ρ (g/cm³) (1)	1.58	1.22	1.34	1.05	1.10	1.24	1.06	1.04
Ec [MPa] (2)	8543	3863	5109			3969		
Et [MPa] (3)				2066	2219		2094	2043

A bibliografia indica que a densidade óssea (ρ) varia entre 0 e 1.94 g/cm³ (Taylor, et al., 2002), o que está em concordância com os valores da Tabela 7. Na Tabela 7 o valor médio de E_c é de 5.4 GPa e E_t é 2.1 GPa. Fouda em 2014 indica que o valor de E para o osso cortical pode variar entre 5 e 17 GPa e para o osso trabecular entre 0.1 e 0.4 GPa (Fouda, 2014).

Definidos os módulos de elasticidades dos tecidos, recorreu-se à bibliografia para reunir as restantes propriedades mecânicas do osso. Na Tabela 8 encontram-se as propriedades referentes ao osso cortical e trabecular com as respetivas referências bibliográficas.

Tabela 8 - Propriedades mecânicas do osso.

	v	σ_{ced} [MPa]	σ_{rot} [MPa]	Referência
Osso Cortical	0.3	90	130 Tração 190 Compressão	(Completo, et al., 2011)
Osso Trabecular		4.4 ±2.5		(Dunham, et al., 2005)
	0.3	< 25	~ 30	(Completo, et al., 2011)

Definidas as propriedades mecânicas dos tecidos ósseos, resta definir as propriedades dos materiais que constituem a prótese. Vários materiais metálicos têm sido utilizados

em próteses, a lista de materiais inclui o aço inoxidável, ligas de cromo-cobalto, ligas de titânio, entre outros. Como já referido, atualmente as próteses são produzidas essencialmente em cromo-cobalto e ligas de titânio.

A ASTM (*American Society Testing Materials*) recomenda quatro tipos de ligas metálicas à base de cobalto para a construção de implantes cirúrgicos: Co-Cr-Mo (F76), Co-Cr-W-Ni (F90), Co-Ni-Cr-Mo (F562) e Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe (F563). De todas estas ligas as mais utilizadas na fabricação de implantes ortopédicos são as F76 e as F562.

A liga F562 é utilizada na composição prótese do joelho e anca, principalmente nas cimentadas, por possuir uma boa resistência à fadiga e à rotura em tração. Por outro lado, a liga F76 é a mais indicada para superfícies articulares, como é o caso da componente femoral da prótese do joelho (Judas, et al., 2009).

O uso de titânio puro começou a ser utilizado no início dos anos 1970. Em relação a ligas, a liga de titânio Ti-6Al-4V tem sido largamente a mais utilizada em material ortopédico, próteses e implantes. Tem uma excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e módulo de elasticidade mais próximo do osso em relação a outras ligas metálicas (Gomes, 2010) (Kuroda, et al., 1998) (Rack, et al., 2006). A liga Ti-6Al-4V pertence à primeira geração de ligas de titânio, que teve o seu grande impacto nos anos de 1950 a 1990. A partir de 1990 até à atualidade surgiu a segunda geração de ligas (Geethaa, et al., 2009).

No desenvolvimento de ligas de titânio, o que se observa é a utilização de elementos não citotóxicos (Nb, Zr, Ta e Pt) visando-se obter materiais com menores valores de módulo de elasticidade, entre as ligas destacam-se as do sistema Ti-Nb-Zr. Atualmente a liga Ti-13Nb-13Zr está a tornar-se a liga mais utilizada em implantes cirúrgicos devido às suas excelentes propriedades. Detentora de biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, assim como as restantes ligas de titânio, esta nova liga apresenta uma maior tenacidade à fratura, propriedades mecânicas superiores e menores módulos elásticos, devido aos elementos Nb e Zr (Gomes, 2010) (Kuroda, et al., 1998) (Minatti, et al., 2012).

Conhecidas as ligas metálicas para a prótese, apresentam-se as propriedades do polietileno, que irá pertencer à componente tibial, e as propriedades do cimento que fixará a prótese, Polimetilmetacrilato (PMMA). Na Tabela 9

Tabela 9 encontram-se as propriedades mecânicas de todos os materiais que constituem a prótese e a correspondente referência bibliográfica.

Tabela 9 – Propriedades mecânicas dos materiais que constituem a prótese.

Material	E [GPa]	ν	$\sigma_{ced.}$ [MPa]	$\sigma_{rot.}$ [MPa]	Referências
Titânio Ti-6Al-4V	110	0.3			(Robalo, 2011)
	110 – 114		825 – 869	895 – 930	(Niinomi, 1998)
	112			895 - 930	(Geethaa, et al., 2009)
	101		870	922	(Baptista, et al., 2004)
Titânio Ti-13Nb-13Zr	41 – 83				(Minatti, et al., 2012)
	79 - 84		836 – 908	973 – 1037	(Niinomi, 1998)
	65		510	732	(Baptista, et al., 2004)
Co-Cr	200-220		1303(forjado) 500(fundição)	1572	(Completo, et al., 2011)
	230				(Gomes, 2010)
Polietileno	0.5	0.3			(Robalo, 2011)
	0.5-1	0.3		81(compressão)	(Completo, et al., 2011)
	1	0.3			(Fouda, 2014)
	3			90(compressão)	(Moore, 2016)
PMMA	2.28	0.3			(Robalo, 2011)
	2.3				(Gomes, 2010)
	2.5-3	0.3	14-20	27	(Completo, et al., 2011)
	2.0	0.23			(Fouda, 2014)

3.4. Modelação Computacional

A modelação de estruturas anatómicas é tarefa difícil, por serem geometrias complexas e assimétricas. Quando se representa um modelo a duas dimensões (2D) e o mesmo modelo em três dimensões (3D) existem parâmetros que se revelam importantes para a utilização dos mesmos numa análise pelo método dos elementos finitos. Na maioria dos casos, a representação 2D é uma seção reta do modelo, representativa de uma fatia do modelo 3D, que geralmente se repete ao longo de um eixo (Figura 13).

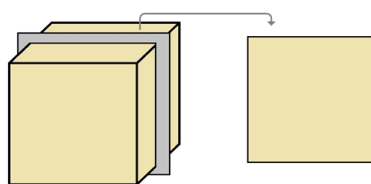


Figura 13 - Modelo 3D simplificado em modelo 2D

Uma representação 2D implica uma maior facilidade na modelação, menor dispêndio computacional e rapidez na obtenção de resultados. Em contrapartida a análise de um modelo 3D possibilita uma verificação de resultados em todas as direções. A variação dos parâmetros nas secções do modelo pode variar, tornando-se por isso importante complementar o estudo 2D com uma análise 3D.

Na primeira etapa do modelo computacional do presente trabalho, o objetivo é estudar o conjunto osso com as diferentes próteses em 2D, e todas as conjugações de materiais. Numa segunda fase, efetuar uma modelação computacional 3D. A análise biomecânica 2D vai permitir uma primeira abordagem ao estudo e a obtenção dos primeiros resultados. Com base na análise desses resultados e do comportamento dos vários conjuntos, prosseguir-se-á com uma análise biomecânica 3D para a situação mais crítica da análise 2D. O fundamento é conhecer o comportamento real dos materiais em todas as zonas do modelo do joelho, principalmente nas zonas periféricas e desconhecidas na análise 2D.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica numérica computacional desenvolvida para a análise de problemas complicados, em diferentes áreas de aplicação. Este método é aproximativo, onde o modelo em análise é dividido numa malha de elementos finitos de forma regular. Cada elemento finito é definido por vários nós, em que a sua ordenação origina a geometria da estrutura a analisar.

Os elementos descritos da estrutura são interligados entre si pelos nós, onde cada nó assume um campo de deslocamentos, considerado no tipo de análise do presente trabalho. A principal motivação na utilização deste método reside no facto que, devido à complexidade de problemas, as soluções analíticas tornam-se bastante complicadas (Completo, et al., 2011). O Ansys® foi o programa computacional utilizado, indicado na simulação e análise de problemas em engenharia, que tem por base o método dos elementos finitos.

Capítulo 4 - Análise Biomecânica 2D

4.1. Modelo 2D do Joelho com Prótese

Objetivo do modelo 2D é representar numa fatia a geometria aproximada do interior das três próteses em estudo (Figura 14), com base nas dimensões recolhidas. Os desenhos técnicos 2D correspondentes ao joelho com prótese 1, 2 e 3 encontram-se no Anexo 3.



Figura 14 - Modelo 2D da prótese 1, 2 e 3.

No programa Ansys®, assumindo que todas as estruturas do modelo estão em contacto perfeito, será efetuada uma análise linear estática em estado plano de tensão. Foi considerada uma dimensão igual a 4 mm para a constante real relativa à espessura do modelo numérico 2D. O material da componente femoral e componente tibial é testado conforme as três ligas metálicas (Co-Cr, Ti-6Al-4V e Ti-13Nb-13Zr). Nas restantes estruturas (tecidos ósseos, polietileno e PMMA) as propriedades mecânicas são consideradas sempre iguais. As propriedades das diferentes áreas de tecidos ósseos são iguais em todos os modelos, o módulo de elasticidade e a localização da zona é de acordo com a Tabela 7 e

Figura 12 respetivamente. Os materiais para a prótese assumem as propriedades da Tabela 10, valores da bibliografia com base na Tabela 9.

Tabela 10 - Propriedades dos materiais para o modelo 2D.

	E [GPa]	v
Ti-6Al-4V	112	0.3
Ti-13Nb-13Zr	65	0.3
Co-Cr	230	0.3
Polietileno	0.5	0.3
PMMA	2.3	0.3

Com base nas três geometrias para a prótese e as diferentes conjugações de materiais, vão ser analisados 27 conjuntos biomecânicos (Anexo 4). Definida a geometria e as propriedades dos materiais, são criadas as malhas de elementos finitos, para cada um dos modelos em estudo, utilizando-se o elemento Plane 183 (Figura 15). O elemento Plane 183 é definido por 8 ou 6 nós, com dois graus de liberdade em cada nó. Os modelos tem alguma complexidade geométrica e este elemento e tem a capacidade de se adaptar a estruturas irregulares, (Ansys®, 2016). Na Figura 16 encontram-se as três geometrias com a malha, tendo a sua definição sido efetuada com base na menor dimensão do material em cimento.

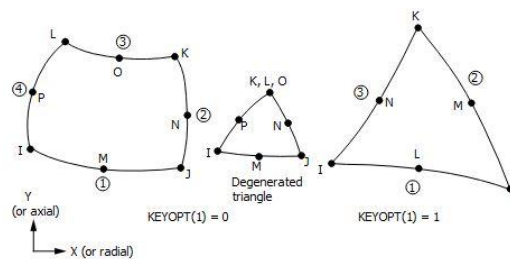


Figura 15 - Elemento Plane 183 (Ansys®, 2016).

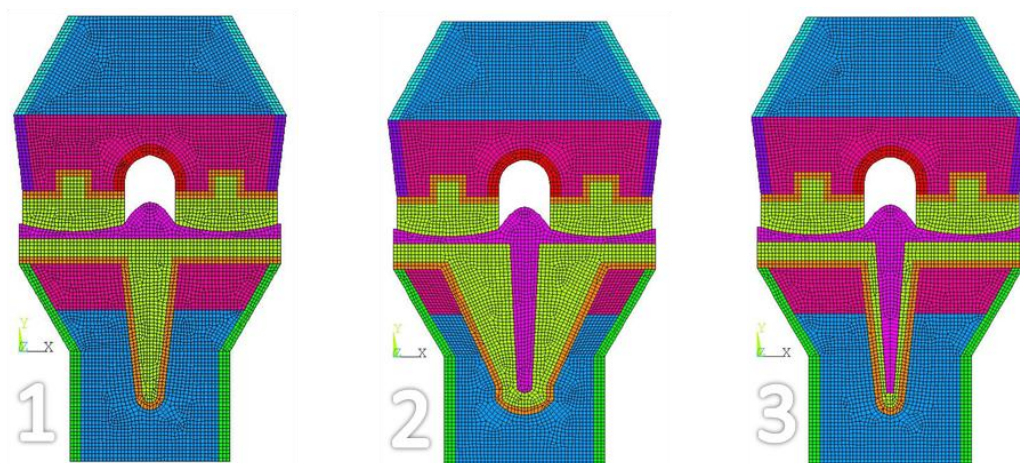


Figura 16 – Malha para a prótese 1, 2 e 3.

4.2. Modelo Analítico e Numérico 2D à Compressão do Joelho com Prótese

Concluída a etapa de modelação 2D, os modelos são validados analiticamente através de equações de cálculo da elasticidade linear para materiais compostos. Inicialmente foi efetuada uma análise numérica no programa Ansys para a geometria 1 em Cromo-Cobalto (Co-Cr), cujas condições fronteira são uma carga de compressão (F_y) de 700N distribuída, e a base do modelo constrangida (Figura 17 - A). Para a validação analítica da solução, foi efetuado um modelo com geometria simplificada, Figura 17 – B. O modelo simplificado da prótese 1 vai permitir efetuar o cálculo analítico dos deslocamentos e tensões normais, e posterior comparação com a solução numérica.

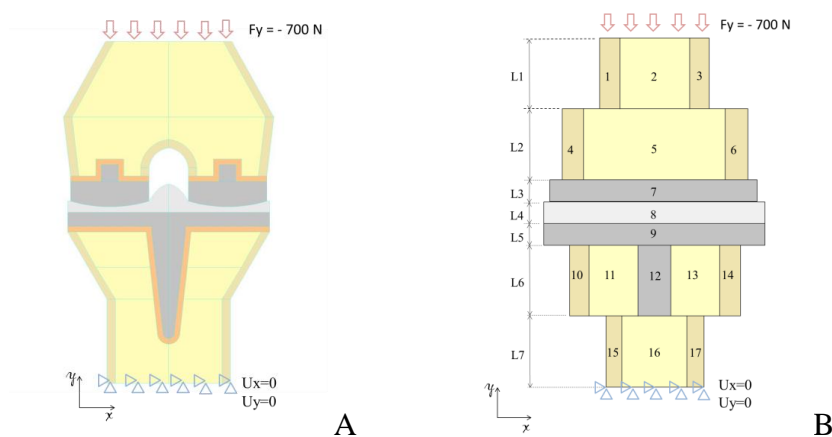


Figura 17 – A. Modelo 2D da prótese 1; B. Modelo simplificado da prótese 1.

As Figura 18 e Figura 19 representam os resultados obtidos para o modelo numérico 2D da prótese 1 (Figura 17 - A) em termos de deslocamentos e tensões normais na direção y.

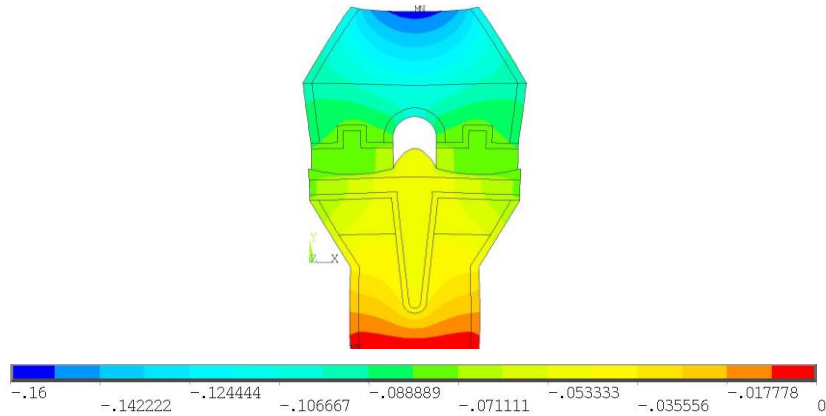


Figura 18 - Deslocamentos em y para a prótese 1, mm.

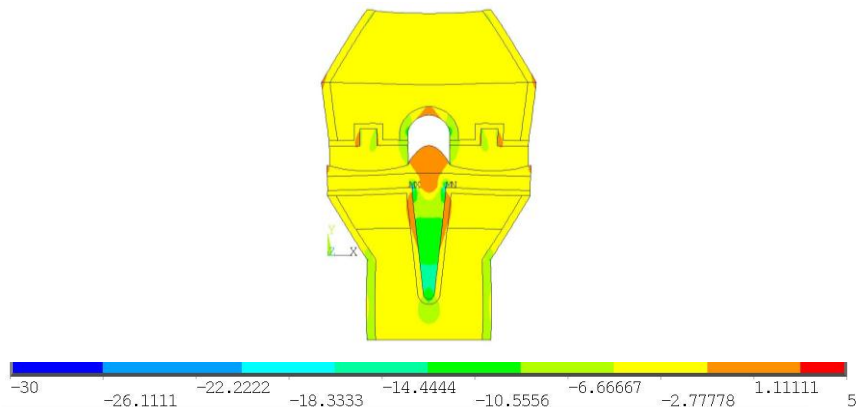


Figura 19 – Tensões normais em y para a prótese 1, MPa.

As equação 4 e 5 aplicadas ao modelo da Figura 17 – B permitem calcular respectivamente o deslocamento axial total e o valor das tensões normais em elementos compostos.

$$\delta = \sum_{i=1}^n \frac{F_i L_i}{E_i A_i} \quad (4)$$

$$\sigma_{y,i} = \frac{E_i F}{\sum_{i=1}^n E_i A_i} \quad (5)$$

O deslocamento (equação 4) é dado por δ , em função da força aplicada, comprimento, área da secção e o módulo de elasticidade do material. Através da equação 5 é possível determinar o valor das tensões normais na direção y, σ_y , em função da força aplicada,

área da secção e o módulo de elasticidade do material. F é o carregamento axial, E o módulo de elasticidade do material, L o comprimento do segmento e A a área da secção.

Com base no valor das variáveis da equação 4 obtém-se um deslocamento total de 0.13mm. Este valor aproxima-se aos valores da escala da Figura 18, representado pelas tonalidades de azul mais claro. Transmite-se no modelo na região do fémur, relativamente próximo da zona de aplicação da carga, sitio onde se entende que os deslocamentos serão mais significativos. Para o cálculo das tensões normais no modelo B, as áreas 10 a 14, foram as escolhidas para servir de comparação. A equação 5 aplicada à área 10/14 (osso cortical) e 11/13 (osso trabecular) permite obter valores de tensão -0.24 MPa e -0.13 MPa, respetivamente. Na Figura 19 as zonas ósseas correspondentes a estas áreas apresentam a cor amarela, que corresponde a um intervalo que incluiu valores próximos dos obtidos. Para a zona relativa à área 12 no modelo B, que corresponde ao material da prótese que perfura a tibia, a equação 5 permite obter um valor aproximado de -14 MPa, valor próximo no intervalo que corresponde a tons verdes. Na Figura 19 observa-se o pós-processamento desses resultados, também a verde, na zona do espigão da componente tibial. Esta etapa permitiu a validação do modelo com sucesso e no Anexo 5 verifica-se com maior detalhe os restantes cálculos.

4.3. Modelo Numérico 2D com Carga Assimétrica do Joelho com Prótese

Supondo que o modelo do joelho pertence a um indivíduo com massa corporal de 70kg, para o caso de apoio num único membro inferior e o joelho em total extensão, resulta numa carga total aplicada F_y de 700N (Fouda, 2014). Como referido anteriormente, a carga não se distribui uniformemente na articulação do joelho, sendo considerada assimétrica. Na Figura 20 a força F_{y1} corresponde a 40% de F_y , enquanto a força F_{y2} corresponde a 60% de F_y ($F_{y1} = 280\text{N}$; $F_{y2} = 420\text{N}$). A carga é aplicada no topo do modelo e a base é totalmente constrangida, conforme a Figura 20.

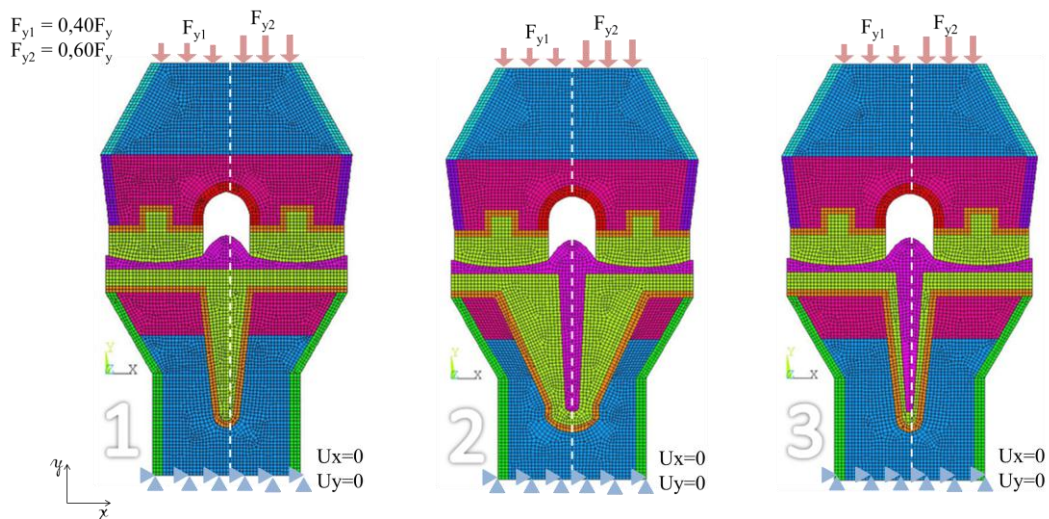


Figura 20 - Carga assimétrica aplicada ao modelo 1, 2 e 3.

4.4. Análise de Resultados

Numa primeira análise é interessante perceber como se comportam os modelos em termos de deslocamentos, perante uma carga assimétrica. O Anexo 6 representa para as diferentes geometrias (27 modelos) os deslocamentos obtidos por tonalidade de cores.

Verifica-se que em todos os modelos, os deslocamentos dos tecidos se comportam de forma semelhante. Na escala de valores não há registo de deslocamentos positivos, todos os modelos estão a sofrer compressão. Os deslocamentos são maiores, próximo do local de aplicação da carga, enquanto na base, os deslocamentos são nulos devido ao constrangimento imposto. É perceptível que os tecidos se deslocam de acordo com a influência da carga assimétrica, as áreas do modelo afetadas diretamente pela carga mais elevada têm os maiores deslocamentos, com tendência a atenuar pelas restantes zonas. Verifica-se por esse motivo, um efeito de flexão no modelo provocado pela carga assimétrica. O deslocamento máximo encontra-se na mesma área em todos os modelos. A Figura 21 representa um exemplo de um modelo do Anexo 6. Este modelo, geometria nº3, apresenta o valor mais alto de deslocamentos, cujo material das componentes é o menos rígido, uma ligaTi-13Nb-13Zr.

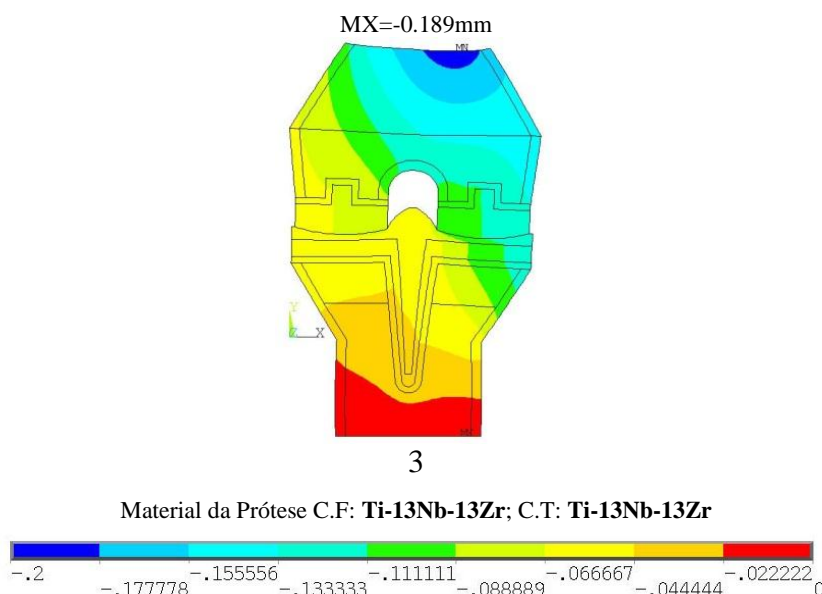


Figura 21 - Deslocamentos em y (mm) na prótese 3 com material; C.F. e C.T: Ti-13Nb-13Zr.

Os modelos com o menor deslocamento, cerca de -0.158 mm, são o nº 2.1, 2.4 e 2.7 do Anexo 6. Estes modelos têm em comum o facto de o material da componente tibial ser o mesmo (Co-Cr). Os modelos com o deslocamento máximo mais elevado, cerca de -0.189 mm, são os nº 3.3, 3.6 e 3.9 do Anexo 6, tendo em comum o facto de o material da componente tibial ser o mesmo (Ti-13Nb-13Zr). Estes factos indicam que, independentemente do material que constitui a componente femoral, quando o material da componente tibial é Co-Cr apresenta os deslocamentos mínimos em relação ao uso de uma liga de titânio. A liga de titânio Ti-13Nb-13Zr, como material da componente tibial, implica os deslocamentos mais elevados.

Numa outra perspetiva, através do Anexo 6 pode-se analisar que quando se mantêm o material da componente tibial, independentemente de qual seja o material da componente femoral, os valores e deslocamentos máximos praticamente não se alteram.

Contudo estes valores são relativamente baixos, o que indica que o deslocamento nos materiais é mínimo e idêntico entre todos os modelos. Os deslocamentos máximos e mínimos não apresentam uma discrepância significativa entre si, a diferença entre o valor mais alto e o mais baixo é de apenas 0.031 mm.

Concluída a análise em termos de deslocamentos é interessante efetuar uma análise de tensões. Em relação às tensões de von Mises ou equivalentes, o objetivo é de uma forma geral perceber quais os níveis de valores de resistência atingem os materiais.

No Anexo 7 encontra-se a distribuição das tensões de von Mises para os 27 modelos. Verifica-se que em todos os modelos as tensões são mais elevadas na componente tibial, valores que não apresentam nenhuma proximidade com as tensões de cedência dos materiais considerados (Co-Cr, Ti-6Al-4V e Ti-13Nb-13Zr). Em todas as geometrias verificam-se tensões mais elevadas quando a componente tibial é constituída por Co-Cr, independentemente do material da componente femoral. Na Figura 22 encontra-se um exemplo de cada prótese para este caso.

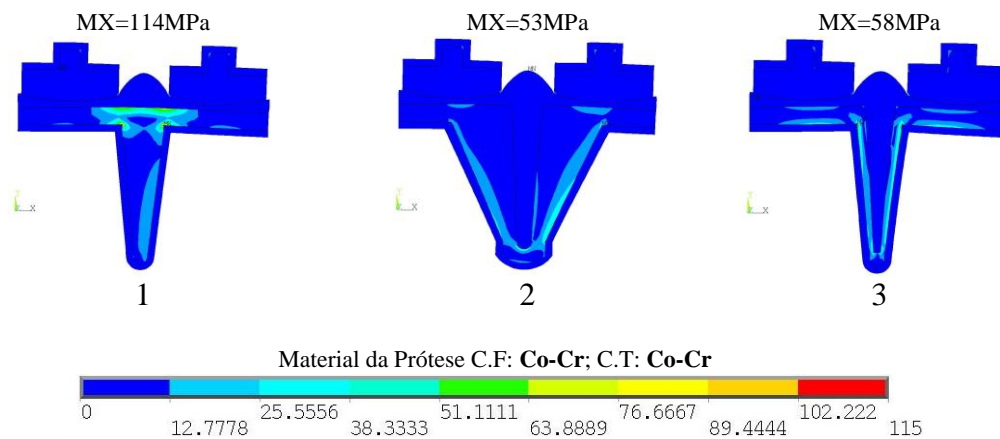


Figura 22 - Distribuição das tensões de von Mises na prótese 1, 2 e 3, MPa.

Os pontos de concentrações de tensões estão situados nos dois vértices existentes entre o prato e o espigão da componente tibial (Anexo 7). No caso da prótese 1 este fenómeno é mais evidente, coincidindo, na maioria dos casos, a orientação do vértice de ponto máximo de tensões com a zona de aplicação de maior carga. Na prótese 3 este ponto máximo de tensões tem tendência a concentrar-se no vértice contrário, espalhando-se pela área de liga metálica que existe no espigão, área circundante à perfuração em polietileno. No caso da prótese 2 existe um fenómeno diferente, há elevada concentração de tensões também na extremidade mais fina do espigão, extremidade de apoio, assumindo esta área o ponto máximo de tensão, na maioria dos modelos.

A tonalidade em tons de azul verificada no pós-processamento nos restantes modelos (Anexo 7), maioritariamente azul-escuro, é inferior a 13MPa. Para os materiais da prótese e osso cortical 13 MPa não é um problema. No entanto, o mesmo não se pode dizer em relação ao osso trabecular, que de acordo com a bibliografia (Tabela 8), atinge a cedência para tensões iguais ou superiores a 4.4 MPa. No Anexo 8 apresentam-se os modelos em que o osso trabecular é isolado, evidenciando as zonas com tensões superiores a 4.4 MPa. Em todas as análises existem tensões a variar entre 4.4 MPa até um má-

ximo de 8 MPa. Estes valores representam efetivamente um problema nestas áreas de osso trabecular. Segundo a bibliografia (Dunham, et al., 2005), a tensão de cedência do material é ultrapassada. A Figura 23 apresenta um exemplo para cada prótese da distribuição de tensões equivalentes no osso trabecular, cujo comportamento é idêntico nas restantes combinações de materiais.

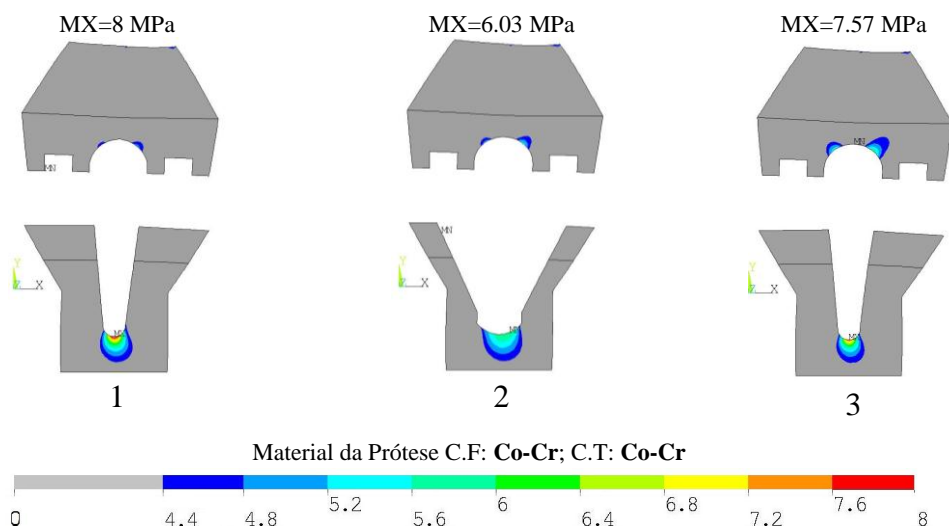


Figura 23 - Tensões von Mises no osso trabecular para a prótese 1, 2 e 3, MPa.

A concentração de tensões superiores a 4.4 MPa no osso trabecular do fémur não é muito significativa, é uma área relativamente pequena e não está em contacto com nenhuma componente da prótese. No caso do osso trabecular da tíbia já não se pode admitir o mesmo, as tensões atingem o valor máximo, a área é maior e concentra-se numa zona de apoio da componente tibial. O espigão da tíbia apoia-se em osso trabecular, que para esta carga, atinge tensões de cedência.

O osso trabecular é o material com a tensão de cedência mais baixa, seguindo-se o PMMA, com valores de 14 MPa. No Anexo 7 é perceptível verificar que o PMMA não atinge exatamente este valor, contudo pela escala pode atingir até 13 MPa. Na Figura 24 apresenta-se um exemplo para cada prótese da distribuição de tensões no PMMA, o valor máximo atingido é 12MPa. No Anexo 9 encontram-se os restantes modelos numéricos. Para a carga imposta não há cedência, mas os valores aproximam-se da cedência na zona em que o PMMA é responsável por fixar a extremidade menor do espigão ao osso, um apoio fundamental para a estrutura.

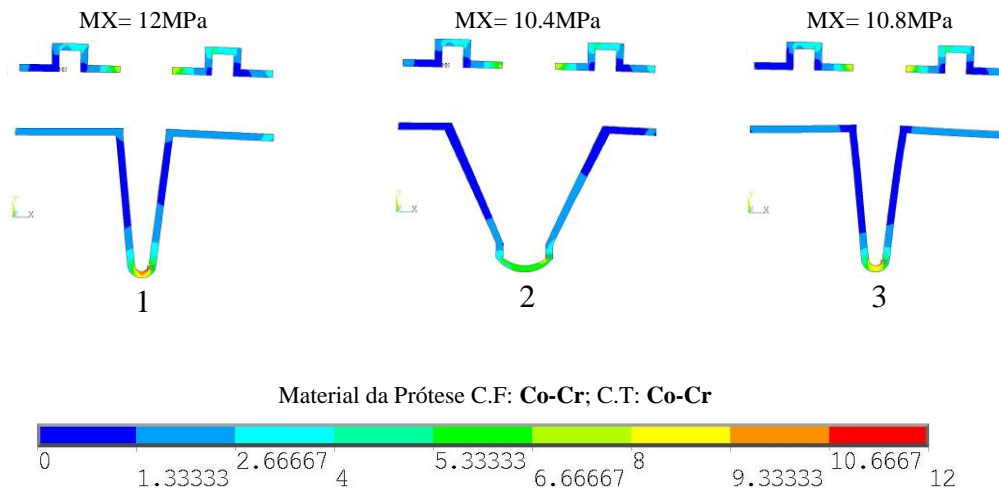


Figura 24 - Tensões de von Mises no PMMA para a prótese 1, 2 e 3, MPa

O modelo da prótese de joelho em estudo é constituído por várias superfícies em contacto, sendo também interessante compreender o que acontece com as tensões de corte, investigando se existe deslizamento entre as componentes da prótese e o osso. No Anexo 10 encontra-se a distribuição das tensões de corte xy para todos os modelos e os respectivos valores máximos e mínimos atingidos. Todos os modelos apresentam áreas maioritariamente com a tonalidade verde, correspondente a valores de tensão em MPa muito baixas e próximo de 0. As componentes em análise estão por isso estáveis, à exceção da componente tibial, mais precisamente na fronteira entre da componente tibial com o cimento, onde são atingidos os valores máximos e mínimos. As tensões de corte registadas em fronteiras implicam o deslizamento entre superfícies, registando micromovimentos. Em termos de micromovimentos esta é a zona mais instável, por existir deslocamento da componente tibial em relação à tibia, através do cimento. Esses micromovimentos estão registados pelo efeito da compressão, valores negativos, e pela tração, com os valores positivos.

A localização da concentração de tensões de corte situa-se nos dois vértices existentes entre o prato e o espigão da componente tibial (Anexo 10). Nos modelos da prótese 1 a orientação do vértice com as tensões de corte negativas coincide, na maioria dos casos, com a orientação da zona de aplicação de maior carga. A orientação do vértice com as tensões de corte positivas situa-se no lado oposto. No caso da prótese 2 e 3 acontece a mesma situação, com destaque para o facto de que as tensões além se se concentrarem nos mesmos vértices, estas sofrem espalhamento para as áreas laterais à perfuração por polietileno no espigão da tibia, fator que é comum às duas geometrias.

A prótese 1 é detentora dos mais elevados micromovimentos por tração e por compressão, nomeadamente quando o material da componente tibial é Co-Cr. De uma forma geral os valores registados na prótese 1, são aproximadamente o dobro dos registados na prótese 2 e 3, para a mesma conjugação de material. Na Figura 25 está um exemplo, com os valores mais críticos para cada prótese, relativo à distribuição de tensões de corte xy na componente tibial.

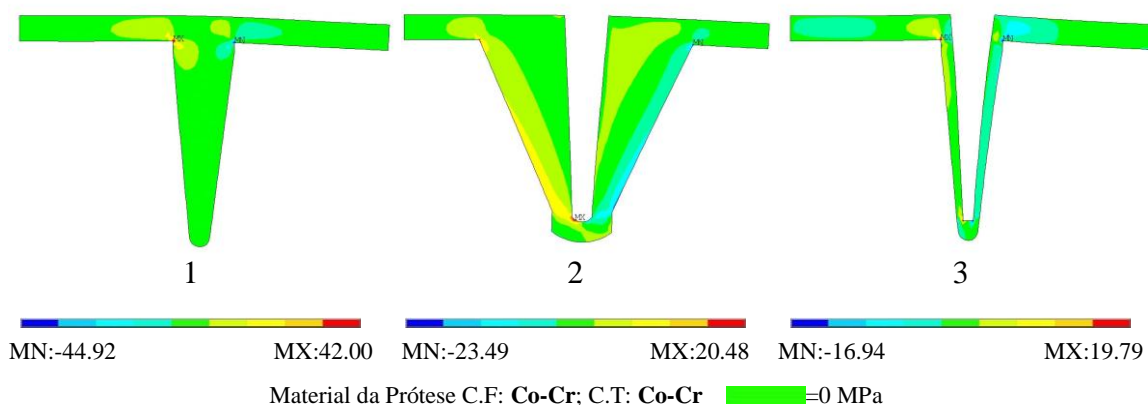


Figura 25 - Tensões de corte na componente tibial para a prótese 1, 2 e 3.

Um dos fatores mais importantes para a durabilidade da prótese e o conforto do paciente é efeito de *stress shielding* ou efeito de bloqueio de tensões. Para análise deste efeito foram consideradas as tensões obtidas na direção y, direção de aplicação da carga, nos diferentes materiais. O cálculo será efetuado recorrendo ao registo da diferença de tensões entre o osso e a prótese, por terem rigidez diferente. Na Figura 26 encontram-se identificados a localização dos pontos nodais em cada geometria em análise, para obtenção dos valores de tensão na direção y. A localização dos pontos nodais em estudo referem-se às fronteiras entre o osso e prótese, zonas que nas anteriores análises se manifestaram com os valores de tensão mais críticos.

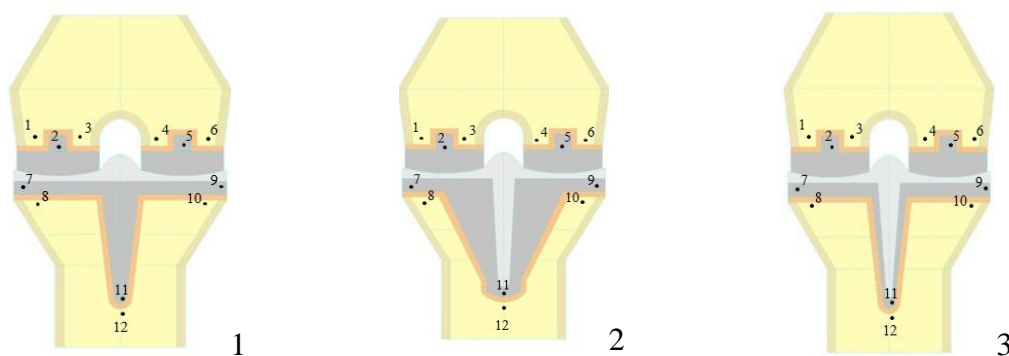


Figura 26 – Identificação dos nós para a leitura das tensões em y.

No Anexo 11 estão todas as leituras efetuadas, 12 leituras nodais para cada modelo, organizadas por prótese e por conjugação de materiais. Numa primeira análise é visível que o efeito de *stress shielding* (SS) ou bloqueio de tensões não é significativo nos nós 1 até 10 a diferença de tensões por zona não é elevada. Já o mesmo não acontece nos valores entre o nó 11 (prótese) e 12 (osso trabecular). Na Tabela 11 encontram-se estes valores para cada prótese e o respetivo cálculo (SS). O efeito *stress shielding* é menos significativo na prótese 2, no caso da prótese 1 e 3 atinge os valores mais elevados quando o material da componente tibial é Co-Cr.

Tabela 11 – Tensões em y, leitura dos nós 11 e 12 e cálculo do SS.

		Tensões y [MPa]								
		Nós	1.CF: Co-Cr / CT: Co-Cr	2.CF: Co-Cr / CT: Ti-6Al-4V	3.CF: Co-Cr / CT: Ti-13Nb-13Zr	4.CF: Ti-6Al-4V / CT: Co-Cr	5.CF: Ti-6Al-4V / CT: Ti-6Al-4V	6.CF: Ti-6Al-4V / CT: Ti-13Nb-13Zr	7.CF: Ti-13Nb-13Zr / CT: Co-Cr	8.CF: Ti-13Nb-13Zr / CT: Ti-6Al-4V
Prótese 1	11	-12.11	-11.58	-11.05	-12.10	-11.58	-11.03	-12.10	-11.58	-11.04
	12	-6.56	-6.36	-6.16	-6.56	-6.35	-6.15	-6.56	-6.35	-6.15
	SS	5.55	5.22	4.89	5.54	5.23	4.88	5.54	5.23	4.89
Prótese 2	11	-8.47	-7.76	-6.81	-8.47	-7.76	-6.81	-8.48	-7.77	-6.80
	12	-5.82	-5.81	-5.75	-5.82	-5.81	-5.75	-5.82	-5.80	-5.75
	SS	2.75	1.95	1.06	2.65	1.95	1.06	2.66	1.97	1.05
Prótese 3	11	-11.91	-10.27	-9.18	-11.92	-10.27	-9.18	-11.91	-10.27	-9.14
	12	-6.22	-6.03	-5.80	-6.22	-6.02	-5.80	-6.22	-6.02	-5.80
	SS	5.69	4.24	3.38	5.74	4.25	3.38	5.69	4.25	3.34

4.5. Discussão de Resultados

Aumentar a durabilidade da prótese do joelho é muito benéfico para o paciente, pois aumenta o tempo entre cirurgias de revisão, e a longo prazo pode mesmo chegar a diminuir intervenções cirúrgicas ou processos de recuperação. Na análise 2D tornou-se interessante avaliar situações que poderão comprometer o sucesso da prótese. A localização das concentrações de tensões de von Mises e das tensões de corte estão situados nos dois vértices existentes entre o prato e o espigão da componente tibial.

A área mais distal da prótese, a extremidade menor do espigão da componente tibial, será envolta em cimento e encaixada no osso trabecular da tibia. Esta extremidade do espigão será fixada por um cimento que atinge tensões de von Mises perto da cedência do material, e a área de osso trabecular que faz fronteira com este cimento atinge tensões que são consideradas de cedência material por alguns autores. Estes fatos fazem acreditar que estão identificados os tecidos e área de metal que a longo prazo poderá comprometer a prótese.

É também na zona descrita anteriormente que se regista o maior efeito de bloqueio de tensões. Este fato indica por isso, que o metal da prótese e na proximidade do osso, absorve o maior nível de esforços podendo assim levar à diminuição da absorção óssea, sendo os tecidos menos densos os mais vulneráveis.

O autor Fouda publicou em 2014 um artigo que envolve a simulação numérica bidimensional da tibia com componente tibial da prótese do joelho. O autor relata que após a artroplastia total do joelho verifica-se a concentração de tensões de corte na fronteira entre o prato tibial e a tibia e um elevado bloqueio de tensões na extremidade distal do espigão da componente tibial (Fouda, 2014). Estas conclusões estão de acordo com as observações registadas ao longo do presente estudo.

Os 27 modelos permitiram avaliar 3 geometrias em 9 conjugações de materiais diferentes. O maior efeito no bloqueio de tensões é para a geometria 1 e 3, porém a geometria 1, independentemente do material regista os valores máximos de tensões e a sua configuração geométrica permite atingir os mais significativos micromovimentos, por ser detentora das mais elevadas tensões de corte.

Entre a geometria 2 e 3 as diferenças não são significativas, uma vez que as duas assumem valores de tensão próximos e inferiores à geometria 1. No entanto a geometria 2 torna-se mais favorável ao paciente em relação à geometria 3 na medida em que atinge o valor mais baixo de tensão no osso trabecular e regista um efeito de *stress shielding* inferior. A geometria 2 poderá aqui trazer grandes benefícios e aumentar o tempo de vida útil da prótese.

Uma das principais verificações deste estudo é que o material da componente femoral não influencia os valores registados no modelo, os valores máximos de tensão são registados na tibia e componente tibial. O fémur e a componente femoral podem ser considerados estruturas estáveis nestas condições de carregamento e materiais. Fixando o material da componente tibial, qualquer que seja o material da componente femoral, de entre os testados, a distribuição de tensões não se altera significativamente. Por outro lado, a rigidez do material que constitui a componente tibial influencia os resultados. Quanto menor a rigidez do material menores as tensões máximas atingidas, ou seja, a liga Ti-13Nb-13Zr implica menores tensões.

A composição do material da componente femoral não tem significativa influência na distribuição de tensões, contudo a longo prazo o material da componente pode ser determinante para a durabilidade da prótese. O titânio tem propriedades que se assemelham mais aos tecidos ósseos em comparação com o cromo-cobalto, no entanto a tentativa de introduzir ligas de titânio nas próteses trouxe dificuldades na criação de superfícies polidas, podendo haver a libertação de partículas metálicas que podem danificar a prótese e acelerar o desgaste. Por estas condições, Camargo et al. em 2007 e Judas et al. em 2009 apontam como melhor material para a componente femoral da prótese do joelho o Co-Cr, por se tratar de uma estrutura articular que em movimento está constantemente a deslizar sob a componente em polietileno (Camargo, et al., 2007) (Judas, et al., 2009).

A geometria 2 aliada à liga Ti-13Nb-13Zr como material da componente tibial, e Co-Cr como material da componente femoral, será a solução mais eficaz e duradoura para a artroplastia total do joelho.

Em oposição, a geometria 1 aliada ao material Co-Cr, é a conjugação de material e prótese com comportamento mais crítico, pelo que se torna interessante avaliar este conjunto com maior pormenor num modelo mais próximo do real em 3D.

Capítulo 5 – Análise Biomecânica 3D

5.1. Modelo 3D do Joelho com Prótese

O estudo 2D permitiu definir a geometria 1 como detentora do comportamento mais crítico. Os dados recolhidos no capítulo 3 são a base para construir e desenvolver um modelo 3D da prótese com geometria 1 e dos tecidos ósseos fêmur e tíbia. Na modelação 3D foi excluído o PMMA. O módulo de elasticidade do PMMA é de 2,3 GPa, e uma vez que o osso trabecular na fronteira com o PMMA tem um módulo de elasticidade de 2.1 - 2.2 GPa. e tendo o PMMA propriedades mecânicas próximas do osso trabecular, o comportamento relativo à rigidez é próximo nestes materiais (Anexo 6, Anexo 7 e Anexo 10). A opção pela exclusão do PMMA reduz a complexidade na modelação 3D de todo o conjunto.

Na Figura 27, é possível analisar os contornos e encaixes geométricos das diferentes estruturas que constituem o modelo 3D. Os desenhos técnicos 3D de todas os componentes encontram-se no Anexo 12.

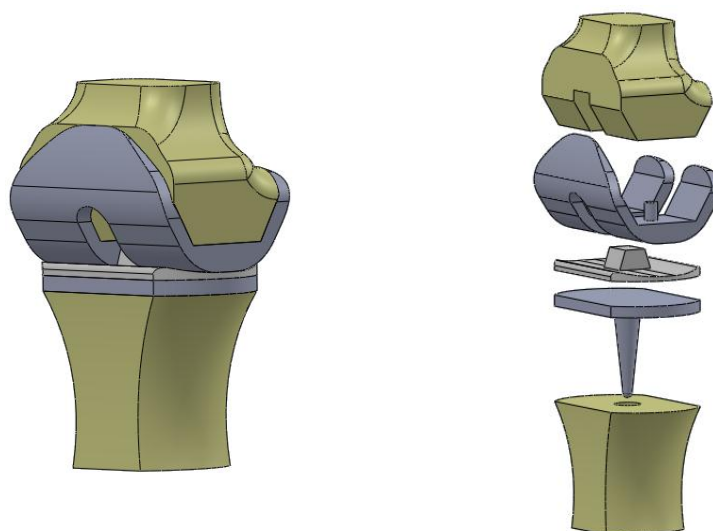


Figura 27 - Modelo 3D e vista explodida, utilizando o SolidWorks®.

As diferentes etapas de modelação para a construção e o desenvolvimento do modelo 3D foram realizadas com o programa SolidWorks® (formato .stl). Posteriormente, todas as diferentes componentes do modelo 3D foram convertidas no formato .iges e respetiva importação para o programa de análise por elementos finitos Ansys®.

Para a simulação numérica utilizaram-se as propriedades dos materiais apresentados na Tabela 12.

Tabela 12 - Propriedades dos materiais para o modelo 3D.

Materiais	E [GPa]	ν	$\sigma_{ced.}$ [MPa]
Tecido Ósseo	3.738	0.3	4.4
Co-Cr	230	0.3	500
Polietileno	0.5	0.3	81

A geometria 1 conjugada com o material de prótese Co-Cr, resultam na combinação mais crítica avaliada na análise 2D. Na simulação numérica 3D o material da componente femoral e tibial é Co-Cr. Neste modelo, o fémur e a tíbia são constituídos em duas zonas ósseas únicas, sendo as suas propriedades mecânicas (Tabela 12) o resultado do valor médio de módulo de elasticidade relativa à zona cortical e trabecular respetiva e obtidas pelas subdivisões ósseas observadas na Tabela 7.

No Ansys® o modelo 3D é convertido numa malha de elementos finitos, tendo sido utilizado o elemento Solid 185 (Figura 28).

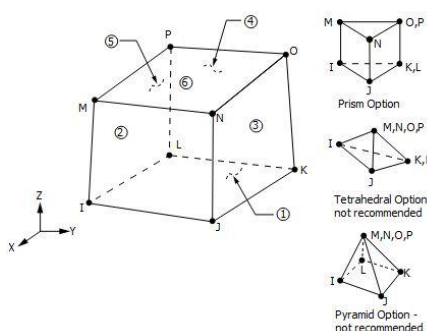


Figura 28 - Elemento Solid 185 (Ansys®, 2016).

O Solid 185 é um elemento finito 3D, definido por 8 nós com três graus de liberdade em cada nó, tendo a capacidade em se adaptar a estruturas irregulares por permitir degenerar em prismas triangulares e quadrangulares ou tetraédricos (Ansys®, 2016). Na Figura

29 encontra-se a malha do modelo 3D, na totalidade constituída por 302892 elementos (Anexo 13).

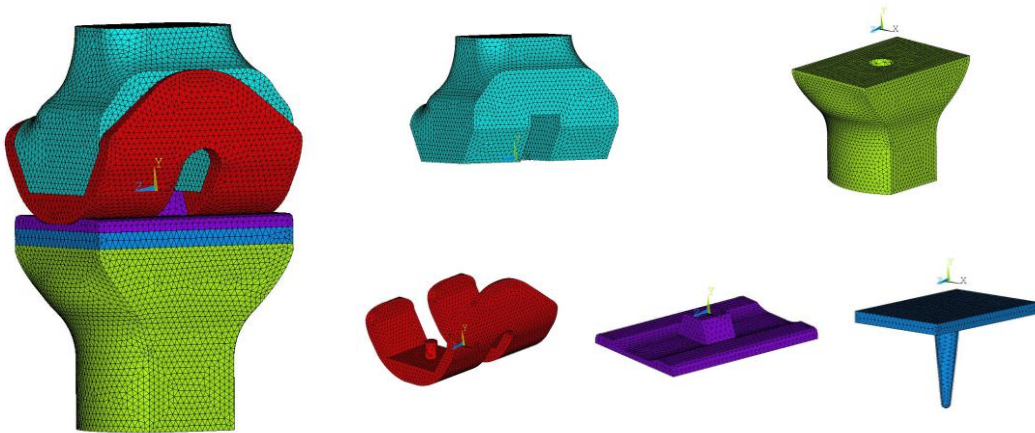


Figura 29 - Malha de elementos finitos 3D.

5.2. Modelo Numérico 3D com Carga Assimétrica do Joelho com Prótese

Tal como na análise 2D, a carga é aplicada no topo do modelo e a base é totalmente constrangida. A situação de carga continua a ser de apoio num único membro inferior, com o joelho em total extensão, Figura 30. O modelo do joelho é de um indivíduo com massa corporal de 70kg, representado uma carga total F_y de 700N devidamente repartida ($F_{y1} = 280\text{N}$; $F_{y2} = 420\text{N}$).

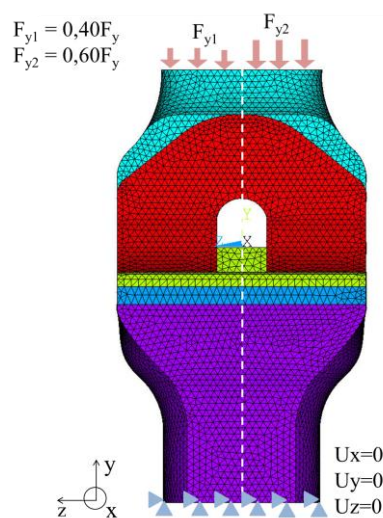


Figura 30 - Carga assimétrica aplicada ao modelo 3D.

5.3. Análise Numérica 3D Linear Estática e Contacto Perfeito

Neste capítulo será efetuada uma análise linear estática ao modelo 3D, encontrando-se todas as superfícies do modelo em contacto perfeito. Os deslocamentos que afetam o modelo 3D encontram-se na Figura 31, verificando-se que os deslocamentos se propagam por todo o modelo assumindo sempre valores negativos. Valores negativos indicam que todo o modelo está a sofrer compressão, mais intensificado junto à zona de aplicação da carga e destacando-se o efeito da carga assimétrica. A orientação da carga superior coincide com os maiores deslocamentos, não superando o valor máximo –negativo de 0.035mm. É notório o efeito da carga assimétrica na distribuição dos deslocamentos, no entanto este fato não se torna relevante devido aos valores serem significativamente baixos.

Os deslocamentos obtidos aproximam-se do comportamento observado na análise 2D, em que os deslocamentos mais significativos concentram-se no fémur e a tíbia assume valores que indicam permanecer imóvel na maioria da sua área.

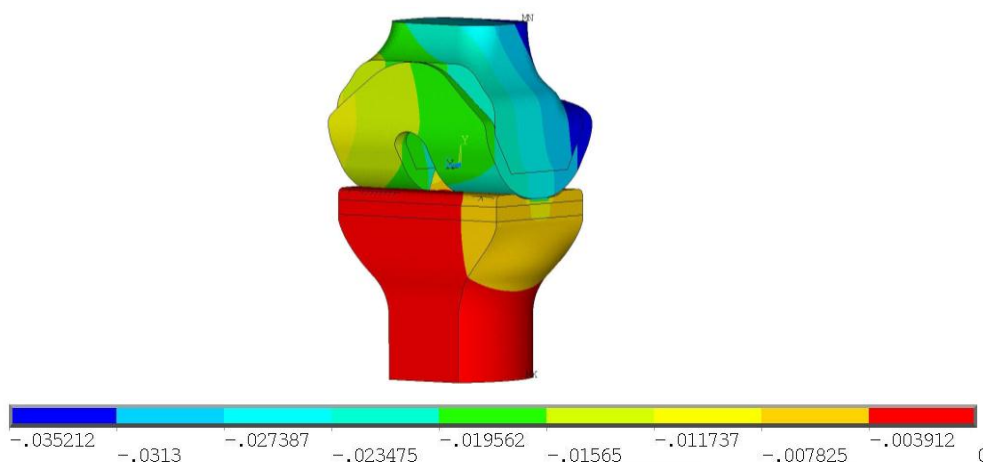


Figura 31 - Deslocamentos em y no modelo 3D, mm.

Concluído o estudo em termos de deslocamentos, nas Figura 32 e Figura 33 é possível analisar a distribuição de tensões de von Mises. Na Figura 34 observam-se as tensões de corte nos tecidos ósseos e em maior pormenor em diferentes vistas da componente femoral e tibial.

As componentes femoral e tibial registam os valores mais elevados de tensões de von Mises, contudo os valores registados não ameaçam a cedência do material da prótese (Co-Cr e Polietileno), atingindo um máximo 14.2 MPa. A maioria da área que diz res-

peito à prótese assume valores de tensão, que de acordo com a escala numérica, são maioritariamente entre 0 - 3 MPa. Tal como na análise 2D, as estruturas ósseas assumem valores muito baixos, indicando por isso que estas estruturas continuam estáveis, sendo que a distribuição de tensões nos tecidos ósseos varia entre 0 - 2.87 MPa, não ameaçando a cedência. As tensões mais elevadas concentram-se nos dois vértices existentes entre o prato e o espigão da componente tibial, a orientação das tensões mais elevadas coincide com a orientação da carga superior.

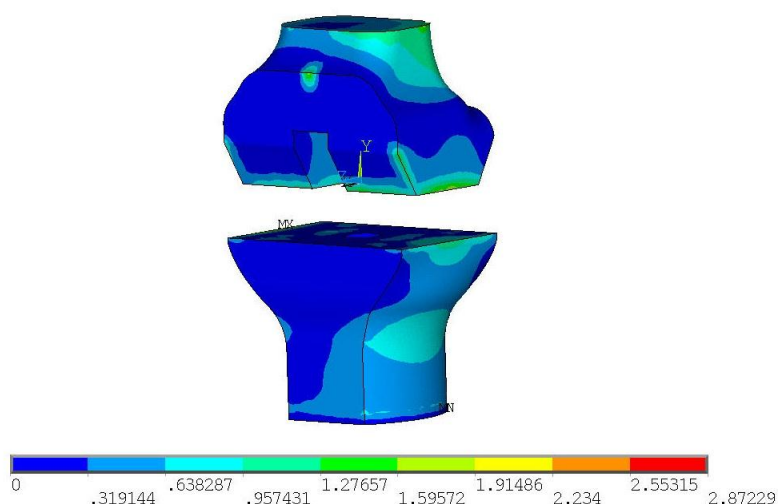
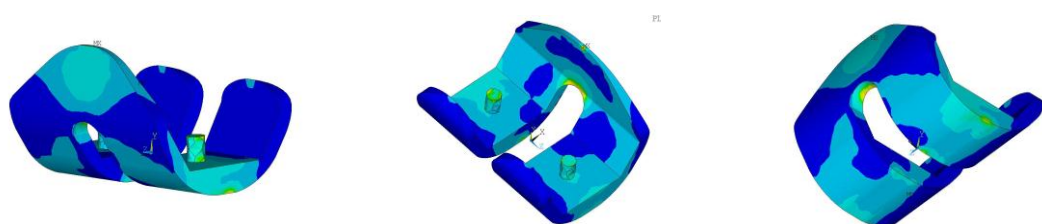


Figura 32 - Tensões de von Mises na tibia e fémur no modelo 3D, MPa.

Componente Femoral



Componente Tibial

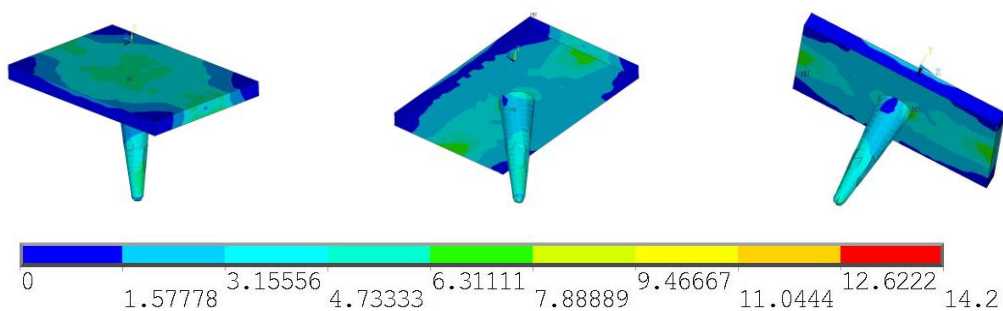
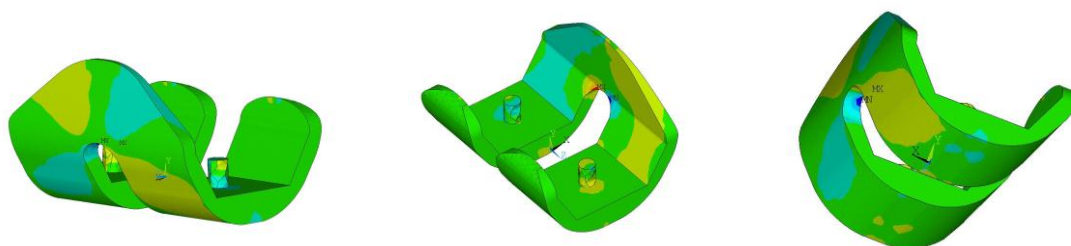


Figura 33 - Distribuição das tensões de von Mises na prótese, MPa.

Os valores obtidos para as tensões de corte (Figura 34) continuam a indicar a possibilidade da existência de deslizamentos ou micromovimentos na fronteira da prótese, fronteira responsável pela sua fixação. Na análise 2D há registo de micromovimentos só na componente tibial. Na análise 3D, para além da componente tibial, também a componente femoral é notória de micromovimentos.

Na componente tibial, a orientação dos valores negativos continua em concordância com a carga mais elevada, sendo que na fronteira de fixação da componente femoral acontece o mesmo.

Componente Femoral



Componente Tibial

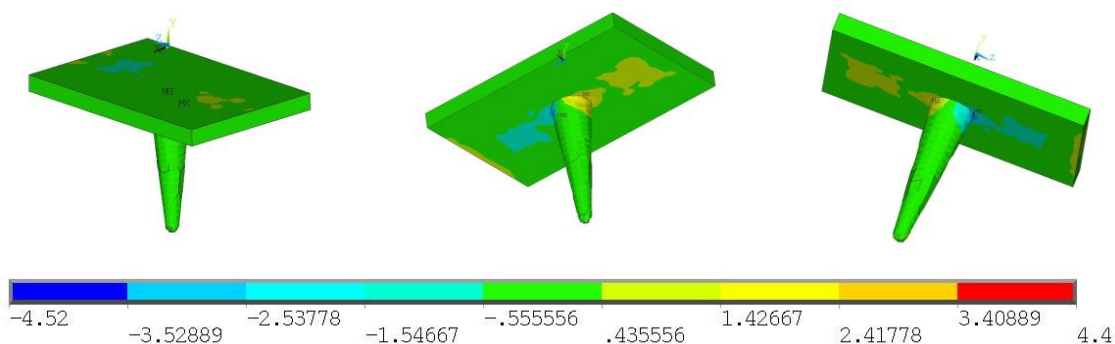


Figura 34 - Tensões de corte na prótese, MPa.

5.4. Análise Numérica 3D Não Linear Incremental e Contacto entre Superfícies

O modelo 3D é constituído por 5 componentes, até aqui estudados em contacto perfeito. Nesta fase do trabalho, pretende-se introduzir o efeito do contacto entre as superfícies do modelo.

Para a análise de contacto foram utilizadas as funcionalidades do programa Ansys®. Na análise de contacto o programa utiliza formulações distintas (método de penalidade ou de Lagrange), tendo sido utilizado o algoritmo de penalidade com os parâmetros e valores definidos padrão pelo Ansys®. Os elementos de contacto utilizados são os pares *Targe170* e *Conta174*, para o elemento finito *Solid185*.

O contacto é igual entre todas as superfícies, garantido a união integral sem qualquer vazio entre as faces dos materiais. Estas configurações foram garantidas com as opções: “Behavior Contact – Bonded”, “Close Gap” e “Gap – Exclude”. Adicionalmente, e para este tipo de análise, é utilizado o coeficiente relativo à rigidez normal de contacto (FKN), sendo considerado o valor de 1 (Ansys®, 2016) e um coeficiente de atrito de 0,3 (Rancourt, et al., 1990) .

Nesta simulação, a análise é considerada não linear devido ao problema de contacto, recorrendo-se à aplicação de um carregamento incremental. A imposição é de uma carga assimétrica incremental linear até um valor máximo de 4200N. Neste tipo de simulação numérica, o objetivo é verificar o valor de carregamento máximo admissível, em função das condições impostas pela análise de contacto e das propriedades dos materiais.

A carga máxima atingida na análise incremental foi de 3360N, valor este alcançado pelo registo da cedência do material do fémur (4.5 MPa). Na Figura 35 são visíveis as zonas afetadas por valores de tensão superiores a 4.4MPa nos tecidos ósseos.

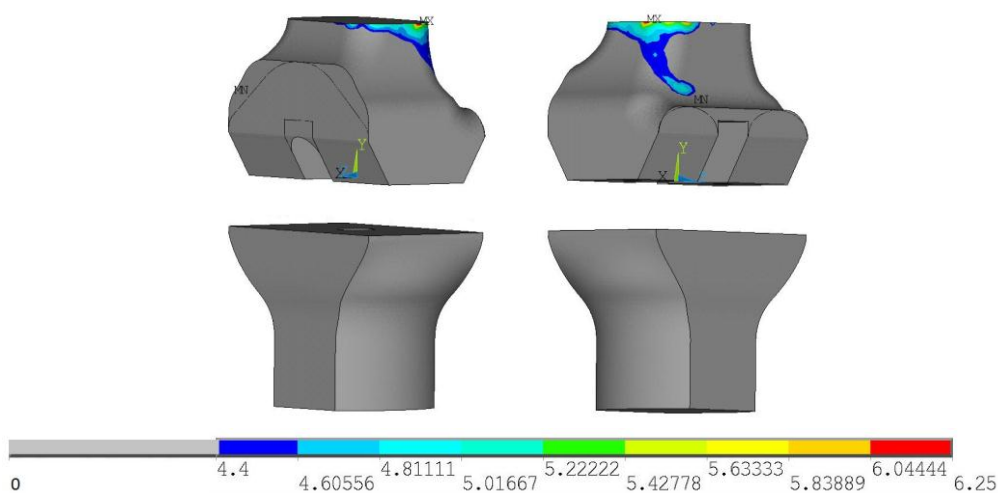


Figura 35 - Distribuição das tensões de von Mises no modelo 3D com contacto, MPa

Como referido, durante a caminhada a força no joelho pode corresponder até quatro vezes a massa do indivíduo, pelo que é necessário que a sua massa corporal seja pelo menos 84kg para atingir a carga de 3360N. Para esta carga o fémur apresenta cedência a proximal, nos tecidos ósseos posteriores, os afetados pela carga mais elevada.

5.5. Discussão de Resultados

A análise 2D permitiu estudar uma variedade de modelos com resultados rápidos e menor dispêndio computacional. Contudo os modelos 2D representam apenas uma secção reta do modelo real. O modelo 3D aproxima o estudo a uma situação mais próxima do real.

Na análise biomecânica 2D, o modelo em análise foi representativo de uma secção com 4mm de espessura, fatia essa que fará parte do modelo 3D que tem uma espessura aproximada média de 40mm (valor correspondente à média das cotas F3,F4,F5,T2 e T3 da Tabela 3 e Tabela 4). No modelo 3D a dimensão na direção da espessura é cerca 10 vezes superior à espessura do modelo 2D.

Na Tabela 13 encontram-se os valores de tensões registados nos modelos 2D e 3D com as mesmas características de geometria e material da prótese. Verifica-se que os valores registados no modelo 3D representam aproximadamente 10 vezes menos que o modelo 2D em estado plano de tensão. Esta diferença de valores é justificada pela diferença dos valores na dimensão da espessura entre os modelos.

Tabela 13 - Valores máximos e mínimos registados no modelo 2D e 3D.

Geometria 1		
Material da Prótese C.F: Co-Cr; C.T: Co-Cr		
	2D	3D
Tensões de von Mises, MPa	Mx= 114	Mx= 14.2
Tensões de Corte, MPa	Mn= -43	Mn= -4.52
	Mx=42	Mx=4.4

O autor Elsayea B. em 2016 apresenta uma simulação numérica 3D da tíbia com componente tibial da prótese do joelho em Co-Cr e carga assimétrica total de 2000N (800N

+ 1200N, para um indivíduo de 70 kg). Os valores que registou para as tensões de von Mises no tecido ósseo atingiram 1.5 MPa e na prótese 1.3MPa (Elsayer, 2016). Os valores obtidos no presente estudo com a análise linear estática permitiram concluir que as tensões de von Mises atingem valores até 2.87 MPa no osso e até 3MPa na maior parte da área da prótese, estando assim em concordância com os resultados do autor Elsayer.

Na análise de deslocamentos no modelo 3D é perceptível o efeito da carga assimétrica. Para um carregamento que significa uma vez o peso do indivíduo, as tensões de von Mises não ameaçam a cedência dos materiais. Como já referido, este valor pode chegar até quatro vezes o peso do indivíduo, em que 70kg representam 2800N. As tensões de von Mises máximas atingidas na prótese são 14.2 MPa, que poderia nesta situação representar 56.8MPa, valor que continua a não ameaçar a cedência do polietileno e do Co-Cr. O osso trabecular atinge uma tensão máxima de 2.87 MPa que poderia representar na mesma situação 11.48 MPa, neste caso ultrapassando o limite de cedência do osso trabecular. Na situação de carregamento de 700N, o osso trabecular tem tensões superiores a 1.1 MPa, que representa valores acima da tensão de cedência para um carregamento de 2800N.

A análise de contacto com carga incremental permitiu avaliar com maior detalhe o aumento de tensões. Quando a prótese 1 em Co-Cr está sujeita a uma carga de 3360N, o fémur atinge tensões de cedência na zona posterior, coincidente com a zona de aplicação da carga mais elevada, na secção medial do joelho. A zona de tecido ósseo em cedência não está em contacto direto com a prótese. Um dos maiores problemas avaliados na análise de modelos 3D é o prejudicial efeito da carga assimétrica no fémur.

Capítulo 6 - Conclusão

Este estudo teve por objetivo o desenvolvimento e a análise de modelos de joelhos com prótese para avaliar o desempenho da geometria e materiais no conjunto biomecânico. Foram analisadas 3 geometrias com 9 conjugações de materiais, sendo que os modelos 2D permitiram tirar as primeiras conclusões na definição de qual a geometria e o material com o comportamento mais crítico.

Os comportamentos críticos na prótese têm incidência na componente tibial. De acordo com a bibliografia percebe-se que a componente tibial assume a maior responsabilidade na falha da prótese. A fixação da estrutura à tibia é um problema a longo prazo, vários autores relatam casos em que o osso cede e permite que a prótese se afunda na tibia, causando até fraturas ósseas. A prótese do joelho implica tensões de cedência no osso trabecular que dá apoio à parte distal do espigão na componente tibial, ou seja, para a carga de 700N as 3 geometrias em estudo implicam tensões na cedência no osso trabecular, numa área de apoio à prótese. Esta zona detém tensões críticas provocando um significativo efeito de bloqueio de tensões. Estes fatores indicam que nesta área do osso, importante ao suporte e fixação da prótese, poderá existir como consequência perda de massa óssea. O cimento, que poderia aqui reforçar o apoio e fixar a prótese, atinge tensões perto da cedência. Existindo elevados níveis de tensão no osso e no cimento, poderá ocorrer libertação de corpos livres, para além de provocar uma folga entre a prótese e o osso, acelerando o desgaste com o aumento do atrito. O estudo realizado permite indicar que será na zona distal de apoio ao espigão da componente tibial que a prótese a longo prazo poderá falhar. Sabe-se que a prótese do joelho atinge a falência sobretudo pelo desgaste, e em todos os modelos 2D existem fatores que podem justificar esse fenómeno. Os comportamentos associados à distribuição de tensões na tibia e na componente tibial poderão justificar os problemas retratados pelos profissionais de saúde aquando da retirada da prótese, uma vez que os fenómenos se manifestam para qualquer geometria e material do estudo.

Quando se analisa isoladamente a geometria 2, aos fenômenos descritos anteriormente, ainda se verificam a concentração das tensões de corte, associadas ao deslizamento entre os materiais ou micromovimentos, na fronteira entre a tíbia e a extremidade menor do espigão da prótese. Caso se verifique a libertação de corpos livres no resultado do desgaste ósseo ou da eventual cedência do PMMA, estes micromovimentos da geometria 2 aceleram o processo de desgaste em relação à geometria 1 e 3.

A prótese com a geometria 1, em que o espigão da componente tibial é totalmente em metal, para todas as combinações de material, as tensões são mais elevadas em comparação à mesma combinação de material em outras geometrias. A geometria 2 e 3 apresentam tensões próximas e mais baixas, o que dá um maior conforto ao paciente. Apesar de a longo prazo a geometria 2 poder ser um problema devido às tensões de corte se concentrarem na zona em que o modelo tem tendência a falhar, esta é mais favorável ao paciente em relação a geometria 3 na medida em que o efeito de *stress shielding* e as tensões alcançadas no osso trabecular são inferiores.

Independentemente da geometria e do material da componente femoral, quando o material da componente tibial é Co-Cr atinge as tensões mais críticas, no caso de ser Ti-13Nb-13Zr as tensões apresentam valores mínimos. Os valores de tensões intermédias pertencem aos modelos em que a componente tibial é de Ti-6Al-4V. Conclui-se que os materiais de menor rigidez impõem menores tensões. A geometria 2 em conjunção com o material da componente tibial Ti-13Nb-13Zr possuem as menores tensões, considerando-se assim o modelo com melhor desempenho. O material da componente femoral não tem significativa influência na distribuição das tensões, contudo a longo prazo o Co-Cr poderá ser mais favorável ao paciente em relação às ligas de titânio por se tratar de uma estrutura articular que está em constante movimento.

O objetivo da análise biomecânica 3D é desenvolver um modelo mais próximo do real. A concentração de tensões no modelo 3D estão de acordo com as registadas nos modelos com as mesmas condições de geometria e material na análise 2D.

Com base na análise de contato 3D foi possível concluir que um indivíduo com pelo menos 84kg, que tenha uma prótese de joelho com a geometria 1 e material Co-Cr, ao caminhar poderá atingir a cedência no fémur. Associado ao estudo pormenorizado dos

acontecimentos na tíbia, que poderão antecipar o tempo de vida útil da prótese, o modelo 3D indica perda de massa óssea em áreas periféricas do fémur.

A perda de massa óssea no fémur e tíbia poderão justificar o aparecimento de fraturas após a colocação da prótese. A perda de massa óssea na tíbia regista-se no interior dos tecidos ósseos, no caso do fémur poderá estender-se até a periferia, até às zonas ósseas em contacto com tecido moles como, ligamentos, músculos e gordura. Se a perda de massa óssea no fémur implicar deformação, fraturas e libertação de corpos livres estes poderão danificar os tecidos moles envolventes e provocar processos inflamatórios e necrose vascular, fenómenos registados aquando da cirurgia de substituição.

O melhoramento da geometria e do material podem desacelerar o processo de desgaste do conjunto osso-prótese. Os modelos 2D e 3D podem servir de base para trabalhos futuros. As propriedades atribuídas às estruturas ósseas podem ser alteradas e aproximadas às propriedades de um paciente, e verificar qual a melhor solução de prótese para um caso clínico específico. Identificados possíveis problemas que estas geometrias podem causar, os modelos numéricos desenvolvidos no decorrer deste estudo poderão servir de base para o ajuste e o teste de novas geometrias e materiais. Com o modelo agora desenvolvido e testado, novas simulações de análise podem ser efetuadas, como seja em situação de carga dinâmica e incorporação de tecidos moles musculares.

Referências Bibliográficas

Ansys®. Tutorial Ansys®, version 16.2, 2016.

Arakaki, A, et al. Anthropometry of the distal femur to design total knee prosthesis for the Japanese population, 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, n°0624, 2006

Baptista, C, et al. Fatigue behavior of arc melted Ti-13Nb-13Zr alloy. *International Journal of Fatigue*, 2004, Vol. 26, pp. 967-973.

Camargo, Osmar e Cury, Ricardo. Fatores que Influenciam a durabilidade das Próteses do Joelho. *Artroplastia Total do Joelho*, 2007, Clinica Cury, pp. 67-73.

Carvalho, António. História da Radiologia: História da Tomografia Computurizada. *Revista da Imagem*. 2007, Vol. 29, pp. 61-66.

Chaichankul, Chaiyos, Tanavalee, Aree e Itiravivong, Pibul. Anthropometric measurements of knee joints in Thai population: Correlation to the sizing of current knee prostheses. *The Knee*. 2011, Vol. 18, pp. 5-10.

Completo, A, Fonseca, F e Simões, J A. Modelo numérico e experimental da tíbia intacta e com componente tibial da prótese do joelho. *Revista da APAET-Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, 2006, ISSN 1646-7078.

Completo, António e Fonseca, Fernando. Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica. 2011, Publindústria, Edições Técnicas.

Completo, António. Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho. Tese de Doutoramento em Engenharia Mecânica- Universidade de Aveiro, 2006.

Coutinho, Mauro. Biomecânica da artroplastia do joelho e a sua relação com o alinhamento protésico. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2013.

DallaCosta, D. Desenvolvimento de um Simulador Universal para Ensaio de Desgaste em Próteses de Quadril. Tese de Doutorado em Engenharia Mecânica - Universidade Federal de Santa Catarina, 2011.

Depuy Synthes. Knee Reconstruction. [Consult.Set.2015] Disponível em <https://emea.depuyorthosynthes.com/hcp/knee/products/qs/attune-knee-system>, 2015.

Duke Orthopaedics. Stress Shielding from Femoral Components. [Consult.Jan.2016] Disponível em http://www.wheelsonline.com/ortho/stress_shielding_from_femoral_components, 2016.

Dunham, Cheryl, et al. Mechanical properties of cancellous bone of the distal humerus. *Clinical Biomechanics*, 2005, Vol. 20 n°8, pp. 834–838.

Elsayer, Basma. The effect of changing the shape and material of tibial component on the performance of total knee replacement. Tese de Mestrado em Engenharia de Produção - Mansoura University, 2016.

Fouda, N. The Effect of Shape Optimization and Bimaterial Stem on Increasing the Performance of a Cemented Tibia. *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering*, 2014, Vol. 14 n°5, pp. 97-110.

Geethaa, M, et al. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - a review. *Progress in Materials Science*, 2009, Vol. 54 n°3, pp. 397–425.

Gomes, L. O Quadril. *Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição*. 2010, Atheneu, Capítulo 13.

Helito, Camilo, et al. Complications after total knee arthroplasty: Periprosthetic fracture after extensor mechanism transplantation. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 2013, Vol. 48 n°5, pp. 460–464.

Jacob, Stanley, Francone, Clarice e Lossow, Walter. *Anatomia e Fisiologia Humana*. Guanabara Koogan, 1990, ISBN 978-8527714112.

Judas, F, Figueiredo, H e Dias, R. *Biomateriais em cirurgia ortopédica reconstrutiva*. Clínica Universitária de Ortopedia, HUC, 2009, [Consult.Dez.2015] Disponível em <http://hdl.handle.net/10400.4/1203>

- Junqueira, L e Carneiro, J.** Histologia Básica. Guanabara Koogan, Edição 4, 2008, ISBN: 968-7535-69-5.
- Kuroda, D, et al.** Design and mechanical properties of new b type titanium alloys for implant materials. Materials Science and Engineering, 1998, Vol. 243 n° 1 e 2, pp. 244-249.
- Leonhardt, Marcos, et al.** Revisão da artroplastia total de joelho em dois tempos: o valor da cultura obtida por biópsia artroscópica. Acta Ortopédica Brasileira, 2006, Vol. 14 n°4.
- Lima , M, et al.** Influência da densidade óssea na simulação de um fêmur humano. In Actas do 3° Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança: FEUP. 2009, ISBN 978-989-96100-0-2.
- Magalhães, Kelly.** Avaliação biomecânica do desempenho de prótese femoral. Tese de Mestrado em Tecnologia Biomédica - Instituto Politécnico de Bragança, 2014.
- Minatti, J, Furlan, G e Rodrigues, D.** Obtenção e caracterização de pós de ti-13nb-13zr por moagem de alta energia para aplicações biomédicas. VI Conferência Brasileira sobre Temas de Tratamento Térmico, Atibaia, 2012, Vol. 1, p. 27.
- Moore, Juan.** Apêndice C: Propriedades Mecânicas de alguns materiais. [Consult.Dez.2015] Disponível em <http://www.uff.br/petmec/downloads/resmat/W%20-%20Apendice%20C%20Materiais.pdf>, Maio de 2016.
- Moreira, Benjamim da Silva.** Artroplastia total de joelho e a reabilitação física. Corpus et Scientia, 2014, ISSN 1981-6855, pp. 64-77.
- Morrison, J.** The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. Journal of Biomechanics, 1970, Vol. 3 n°1, pp. 51-61.
- Netter, F.** Atlas de Anatomia Humana. Elsevier Editora 4ªedição, 2008, pp. 489,506-514.
- Niinomi, M.** Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Materials Science and Engineering, 1998, Vol. 243 n° 1 e 2, pp. 231–236.

Palma, Edeмар, et al., Fratura do componente tibial em artroplastia total do joelho: relato de dois casos. Revista Brasileira de Ortopedia, 2011, Vol. 46 n°3, pp. 325-328.

Pécora, José, et al. Comparative analysis of changes in knee strain transfer flow in total and unicompartmental cemented prostheses: A trial in ten human cadavers. Acta Ortopédica Brasileira, 2003, Vol. 11 n°3.

Rack, H e Oazi, J. Titanium alloys for biomedical applications. School of Materials Science and Engineering, 2006, Vol. 26 n°8, pp. 1269 – 1277.

Rancourt, D, et al. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. Journal of Biomedical Materials Research, 1990, Vol. 24 n°11, pp. 1503-1519.

Robalo, T. Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica - Universidade Técnica de Lisboa, 2011.

Schmidt, Walter, et al. Quantifying human knee anthropometric differences between ethnic groups and gender using shape analysis techniques. Proceedings of Annual Meeting American Society of Biomechanics, 2009, pp. 26-29.

Shah, Darshan, et al. Morphological Measurements of Knee Joints in Indian Population: Comparison to Current Knee Prostheses. Open Journal of Rheumatology and Autoimmune Diseases, 2014, Vol. 4 n°2.

Sharkey, Peter, et al. Why Are Total Knee Arthroplasties Failing Today? Clinical Orthopaedics & Related Research, 2002, Vol. 404, pp. 7-13.

Song, Eun-Kyoo , et al. The Evolution of Modern Total Knee Prostheses. Orthopedics, Physical Medicine and Rehabilitation, 2013, pp. 185-195.

Taylor, W, et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. Journal of Biomechanics, 2002, Vol. 35 n°6, pp. 767-773.

Vasconcelos, José, et al. Avaliação em médio prazo da artroplastia total de joelho sem substituição da patela. Revista Brasileira de Ortopedia, 2013, Vol. 48 n°3, pp. 251-256.

Veiga , Lais, Villardi, Alfredo e Palma, Idemar. Revisão de artroplastia total do joelho. Revista Brasileira de Ortopedia, 2001, Vol. 36 n° 1/2, pp. 25-28.

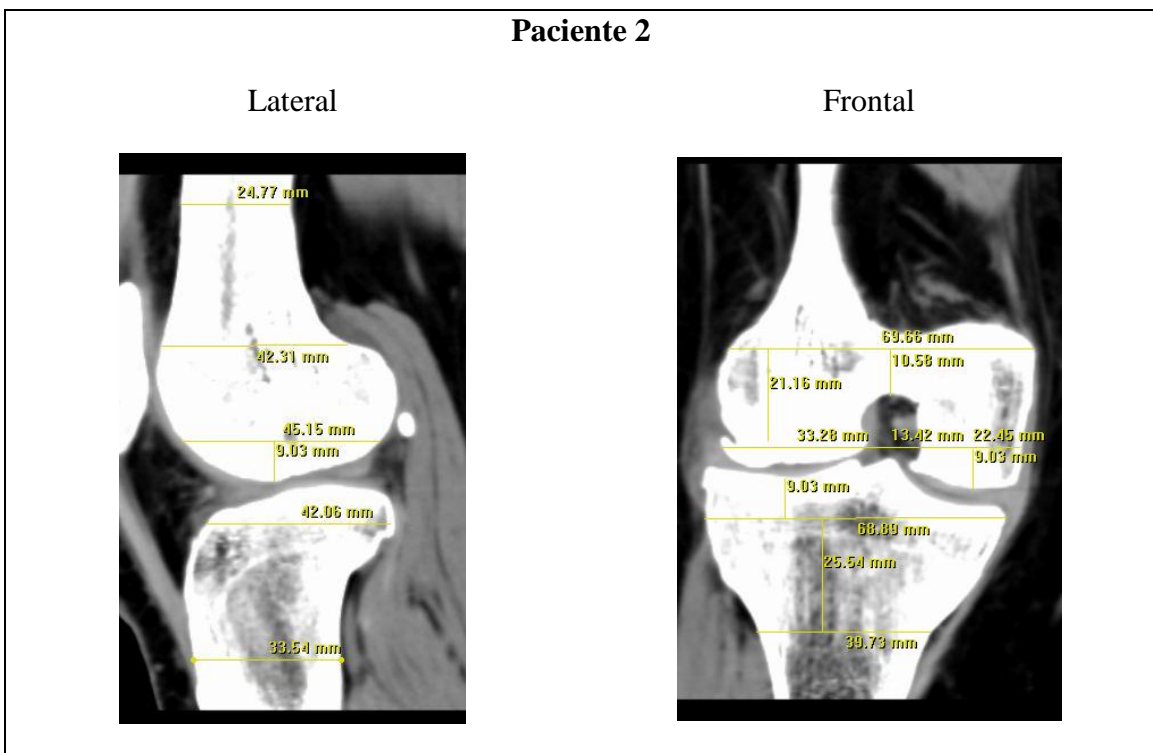
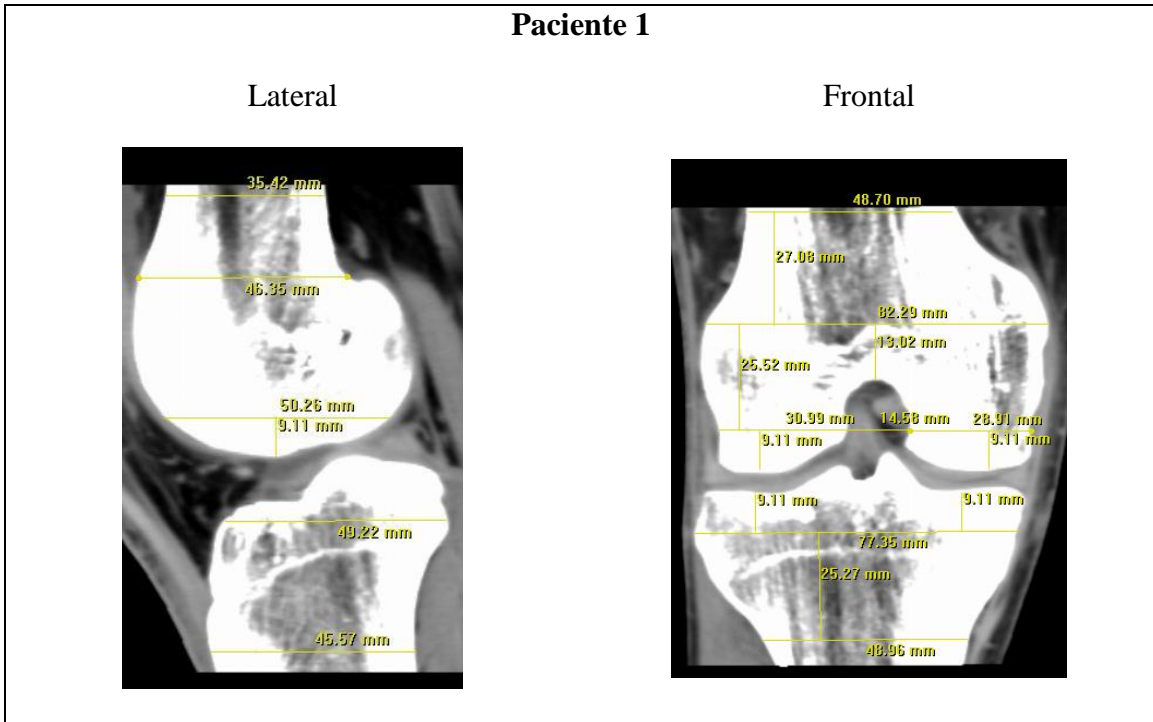
Anexos

Anexo 1 - Prótese do Joelho: Análise de Mercado

Prótese comercial	Esboço à mão livre 2D
 <p>DePuy Synthes CORPORATE or Johnson & Johnson</p>	 <p>Inf</p>
 <p>surgival 25 years walking together</p>	 <p>Inf</p>
 <p>serf Implanter l'innovation</p>	 <p>Inf</p>
 <p>djosurgical</p>	 <p>Inf</p>
 <p>ENDOTEC INNOVATION FOR A BETTER FUTURE</p>	 <p>Inf</p>

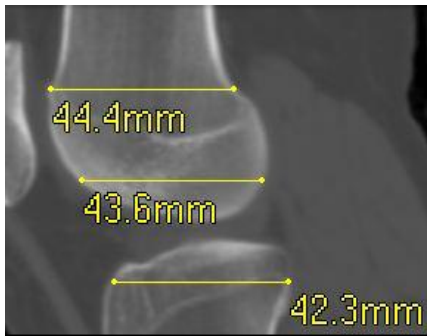
 <p>implantcast</p>	 <p>Jose</p>
 <p>LAFITT</p>	 <p>Jose</p>
 <p>NANO-R MEDICINA & TECNOLOGIA</p>	 <p>Jose</p>
 <p>Comércio de Materiais Ortopédicos Ltda</p>	 <p>Jose</p>

Anexo 2 - Dimensões Ósseas de cada Paciente

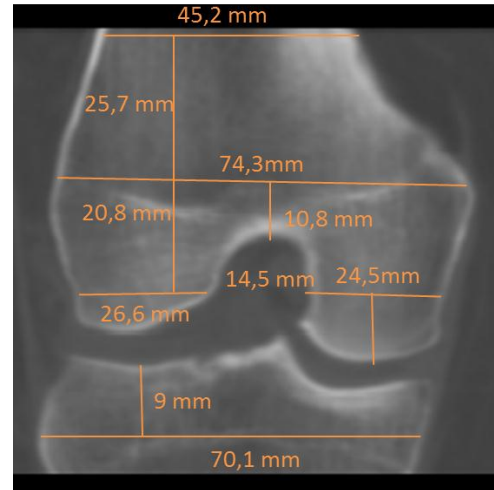


Paciente 3

Lateral

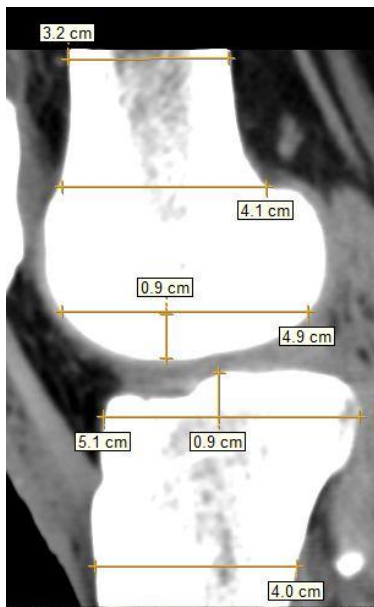


Frontal

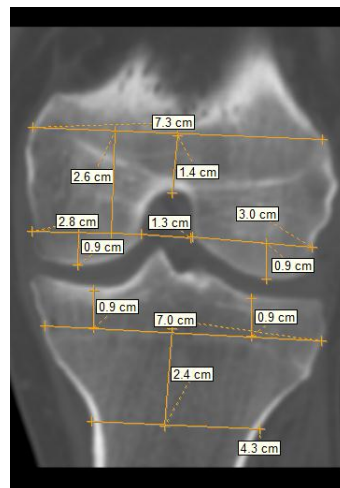


Paciente 4

Lateral

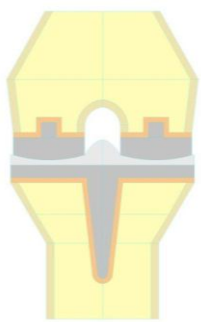



Frontal

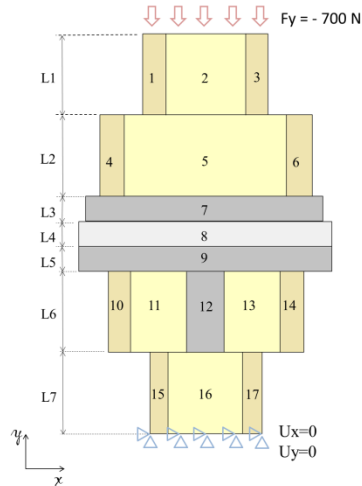


Anexo 3 – Desenho Técnico do Biomodelo 2D do Joelho com Prótese 1/2/3

Anexo 4 - Modelos 2D

Materiais da Prótese	Prótese 1	Prótese 2	Prótese 3
	CF: Componente Femoral CT: Componente Tibial		
1.CF: Co-Cr /CT: Co-Cr	Estudo 1.1	Estudo 2.1	Estudo 3.1
2.CF: Co-Cr / CT: Ti-6Al-4V	Estudo 1.2	Estudo 2.2	Estudo 3.2
3.CF: Co-Cr/CT: Ti-13Nb-13Zr	Estudo 1.3	Estudo 2.3	Estudo 3.3
4.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Co-Cr	Estudo 1.4	Estudo 2.4	Estudo 3.4
5.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Ti-6Al-4V	Estudo 1.5	Estudo 2.5	Estudo 3.5
6.CF:Ti-6Al-4V/CT:Ti-13Nb-13Zr	Estudo 1.6	Estudo 2.6	Estudo 3.6
7.CF: Ti-13Nb-13Zr/CT: Co-Cr	Estudo 1.7	Estudo 2.7	Estudo 3.7
8.CF: Ti-13Nb-13Zr /CT: Ti-6Al-4V	Estudo 1.8	Estudo 2.8	Estudo 3.8
9.CF:Ti-13Nb-13Zr / CT:Ti-13Nb-13Zr	Estudo 1.9	Estudo 2.9	Estudo 3.9

Anexo 5 - Método Analítico para Validar o Modelo 2D



$K=4 \text{ mm}$, sendo K a espessura do modelo.

$A_1=3K$; $A_2= 54K$; $A_3= 3K$; $A_4=3K$; $A_5= 66.5K$; $A_6=3K$; $A_7=70K$; $A_8= 72K$; $A_9= 72K$;
 $A_{10}=3K$; $A_{11}= 20K$; $A_{12}= 12K$; $A_{13}= 20K$; $A_{14}=3K$; $A_{15}=3K$; $A_{16}= 38K$; $A_{17}=3K$;

$L_1=27\text{mm}$; $L_2=23\text{mm}$; $L_3=9\text{mm}$; $L_4=4\text{mm}$; $L_5=5\text{mm}$; $L_6=26\text{mm}$; $L_7=30\text{mm}$;

$E_1=8543\text{MPa}$; $E_2=2054\text{MPa}$; $E_3=8543\text{MPa}$; $E_4=3863\text{MPa}$; $E_5=2156\text{MPa}$; $E_6=3863\text{MPa}$;
 $E_7=230000\text{MPa}$; $E_8=500\text{MPa}$; $E_9=230000\text{MPa}$; $E_{10}=3969\text{MPa}$; $E_{11}=2156\text{MPa}$;
 $E_{12}=230000\text{MPa}$; $E_{13}=2156\text{MPa}$; $E_{14}=3969\text{MPa}$; $E_{15}=3969\text{MPa}$; $E_{16}=2054\text{MPa}$;
 $E_{17}=3969\text{MPa}$;

$$\delta = \sum_{i=1}^n \frac{F_i L_i}{E_i A_i}$$

$$\delta = F_y \left[\frac{L_1}{\sum_{i=1}^3 A_i E_i} + \frac{L_2}{\sum_{i=4}^6 A_i E_i} + \frac{L_3}{A_7 E_7} + \frac{L_4}{A_8 E_8} + \frac{L_5}{A_9 E_9} + \frac{L_6}{\sum_{i=10}^{14} A_i E_i} + \frac{L_7}{\sum_{i=15}^{17} A_i E_i} \right]$$

$$\delta = F_y \times \left[\frac{L_1}{A_1 \times E_1 + A_2 \times E_2 + A_3 \times E_3} + \frac{L_2}{A_4 \times E_4 + A_5 \times E_5 + A_6 \times E_6} + \frac{L_3}{A_7 \times E_7} \right. \\ \left. + \frac{L_4}{A_8 E_8} + \frac{L_5}{A_9 E_9} \right. \\ \left. + \frac{L_6}{A_{10} \times E_{10} + A_{11} \times E_{11} + A_{12} \times E_{12} + A_{13} \times E_{13} + A_{14} \times E_{14}} \right. \\ \left. + \frac{L_7}{A_{15} \times E_{15} + A_{16} \times E_{16} + A_{17} \times E_{17}} \right]$$

$$\delta = -0.12602 \text{ mm}$$

$$\sigma_{y,i} = \frac{F}{A} = \frac{E_i F}{\sum_{i=1}^n E_i A_i}$$

$$\sigma_{y,osso \text{ cortical } 10} = \frac{F}{A_{10}} = \frac{E_{10} F}{\sum_{i=10}^{14} E_i A_i} \\ = \frac{E_{10} F}{A_{10} \times E_{10} + A_{11} \times E_{11} + A_{12} \times E_{12} + A_{13} \times E_{13} + A_{14} \times E_{14}}$$

$$\sigma_{y,osso \text{ cortical } 10} = -0.24 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_{y,osso \text{ trabecular } 11} = \frac{F}{A_{11}} = \frac{E_{11} F}{\sum_{i=10}^{14} E_i A_i} \\ = \frac{E_{11} F}{A_{10} \times E_{10} + A_{11} \times E_{11} + A_{12} \times E_{12} + A_{13} \times E_{13} + A_{14} \times E_{14}}$$

$$\sigma_{y,osso \text{ trabecular } 11} = -0.13 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_{y,prótese 12} = \frac{F}{A_{10}} = \frac{E_{12} F}{\sum_{i=10}^{14} E_i A_i} \\ = \frac{E_{12} F}{A_{10} \times E_{10} + A_{11} \times E_{11} + A_{12} \times E_{12} + A_{13} \times E_{13} + A_{14} \times E_{14}}$$

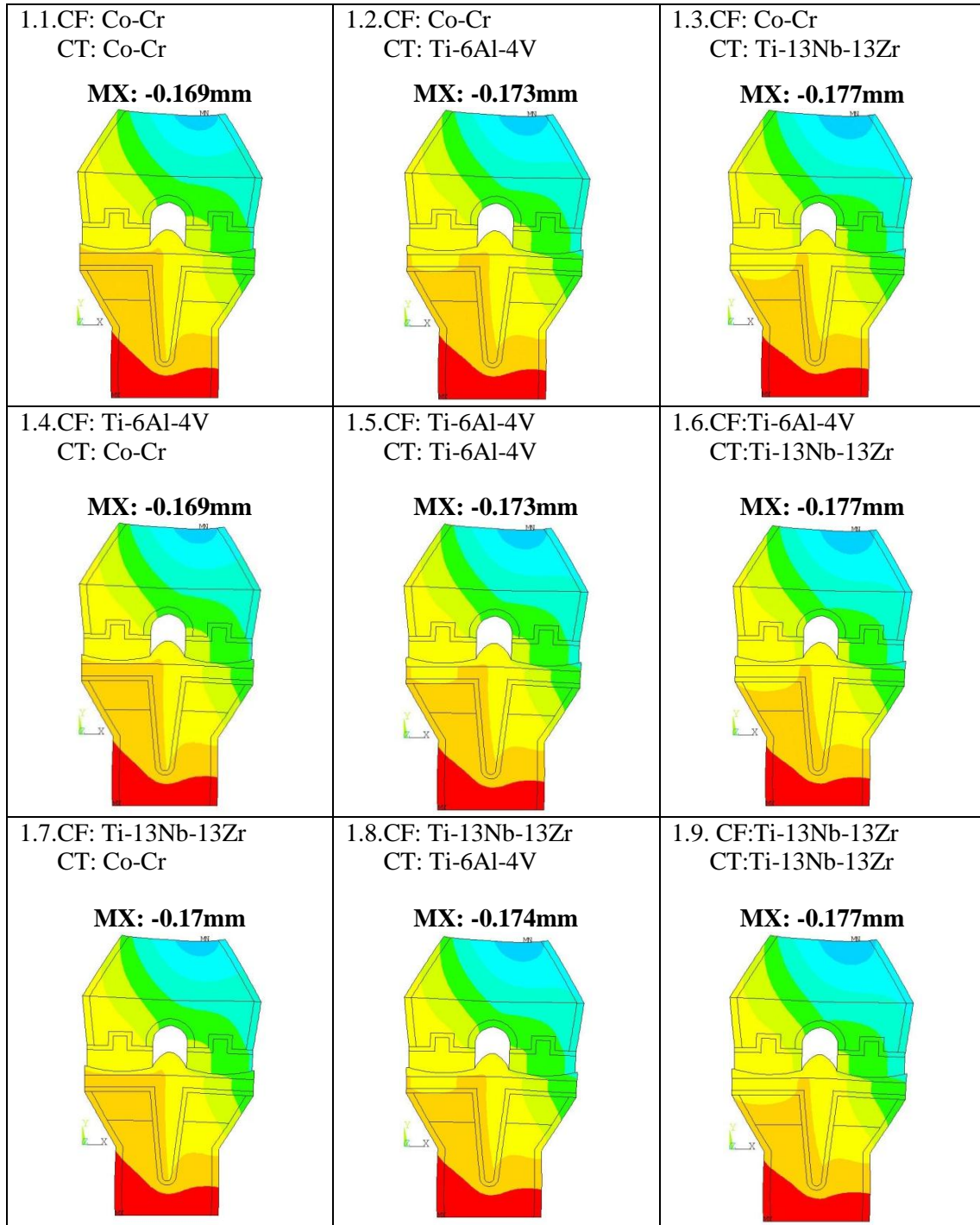
$$\sigma_{y,prótese 12} = -14.02 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_{y,osso \text{ trabecular } 13} = \sigma_{y,osso \text{ trabecular } 11}$$

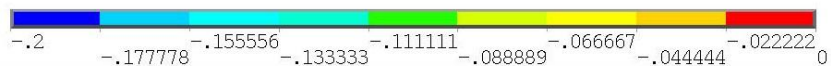
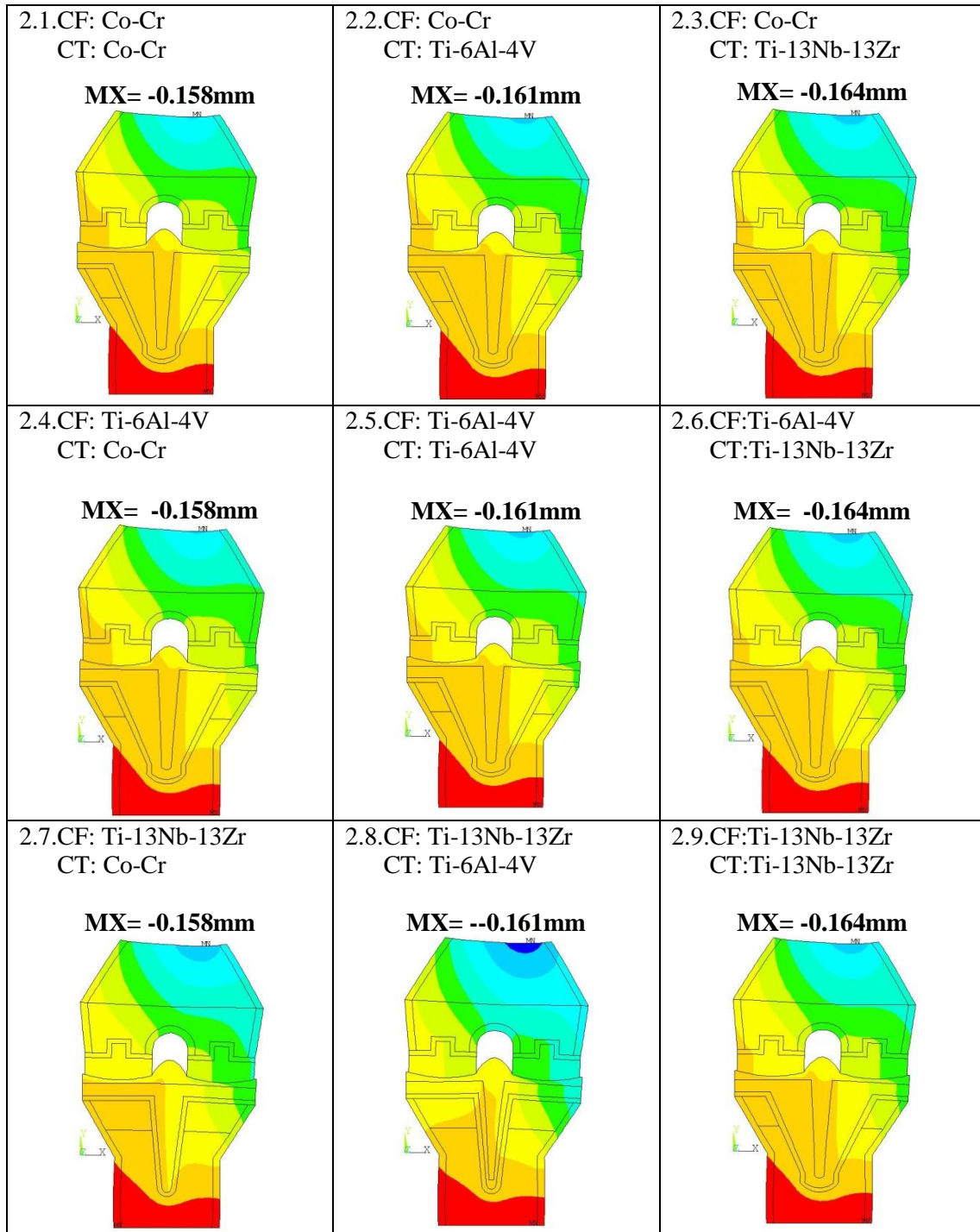
$$\sigma_{y,osso \text{ cortical } 14} = \sigma_{y,osso \text{ cortical } 10}$$

Anexo 6 - Deslocamentos na Direção y

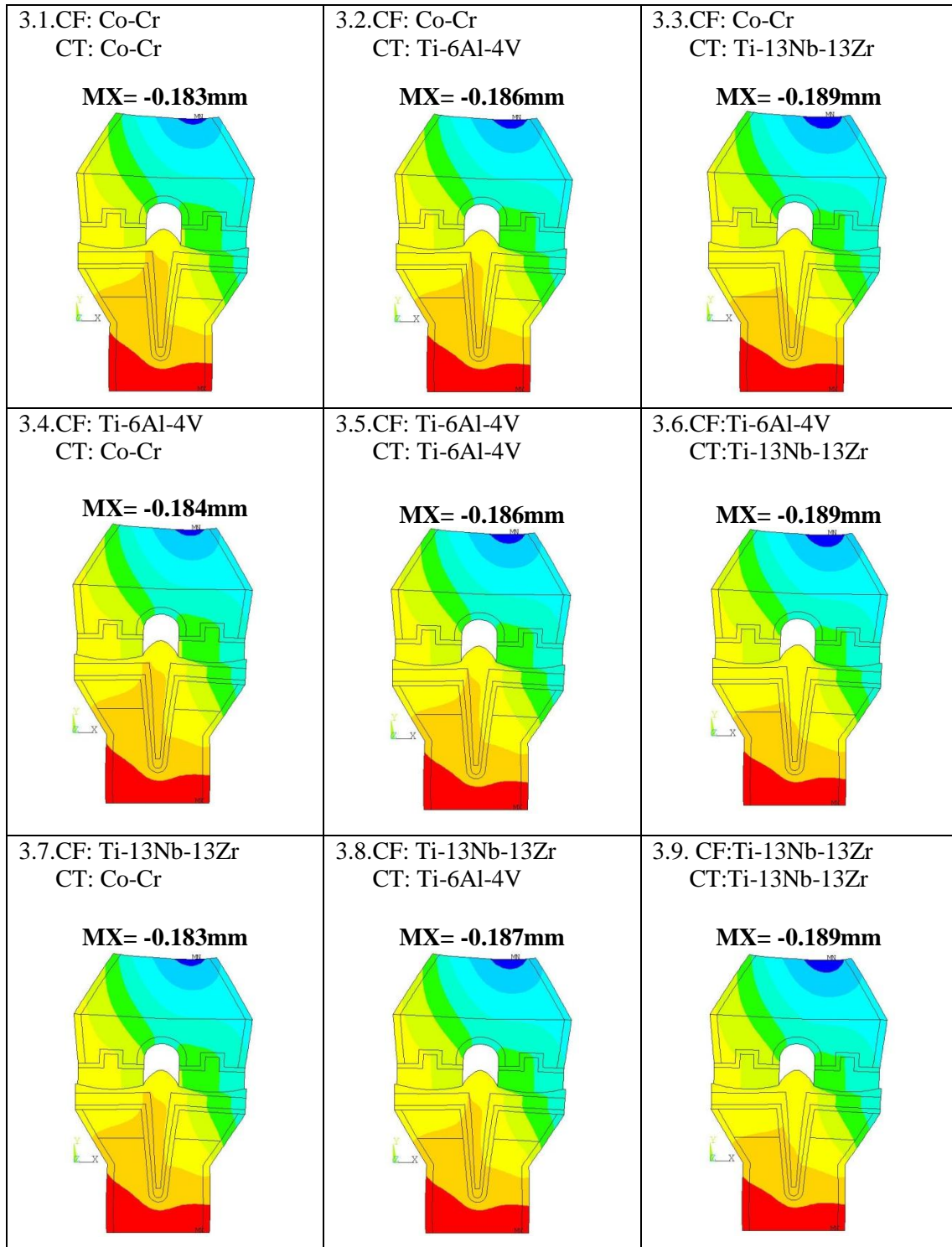
Prótese 1 – Deslocamentos y, mm



Prótese 2 – Deslocamentos y, mm

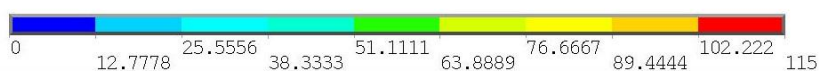
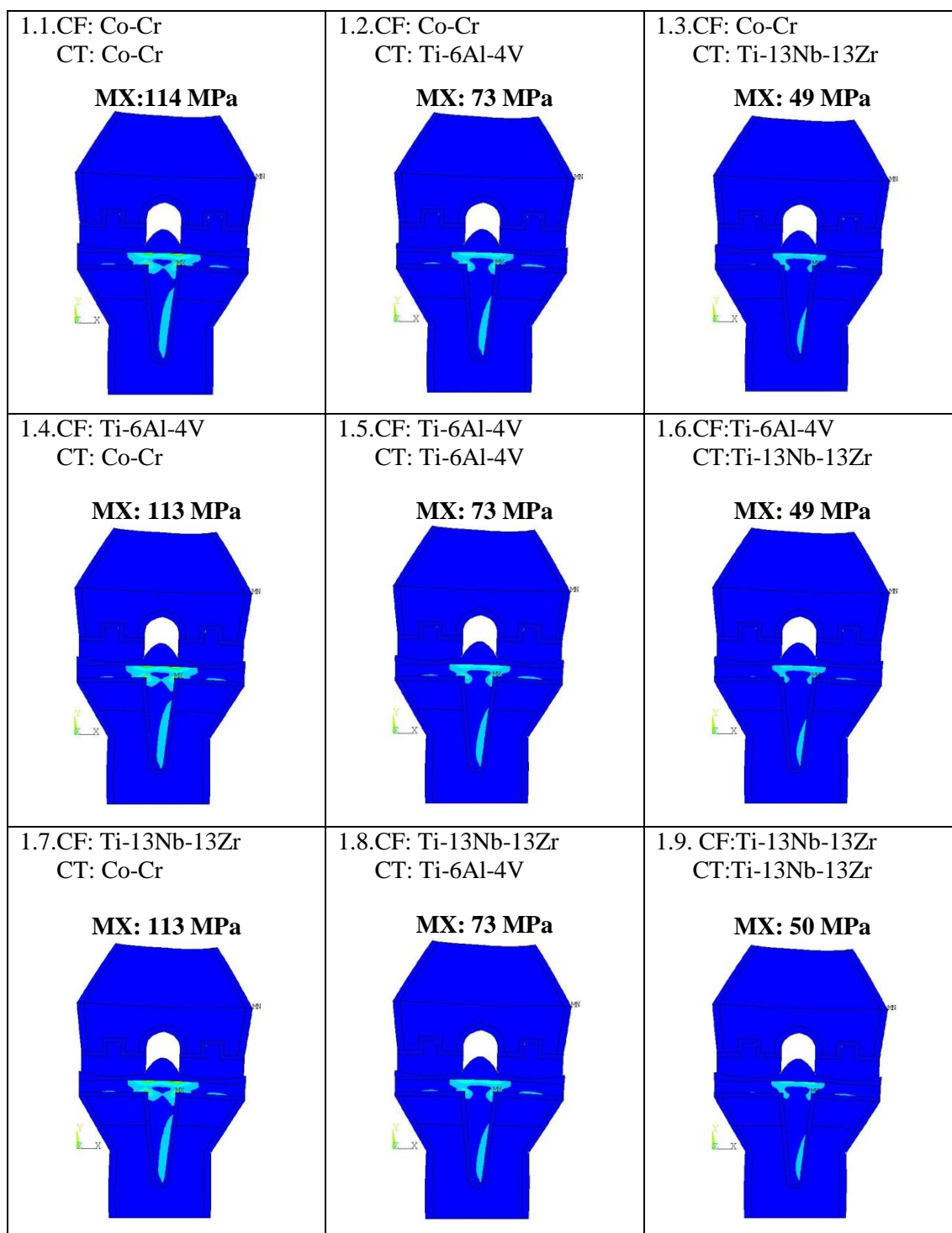


Prótese 3 – Deslocamentos y, mm

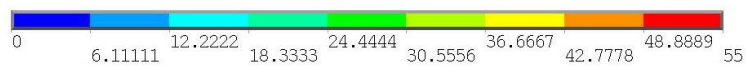
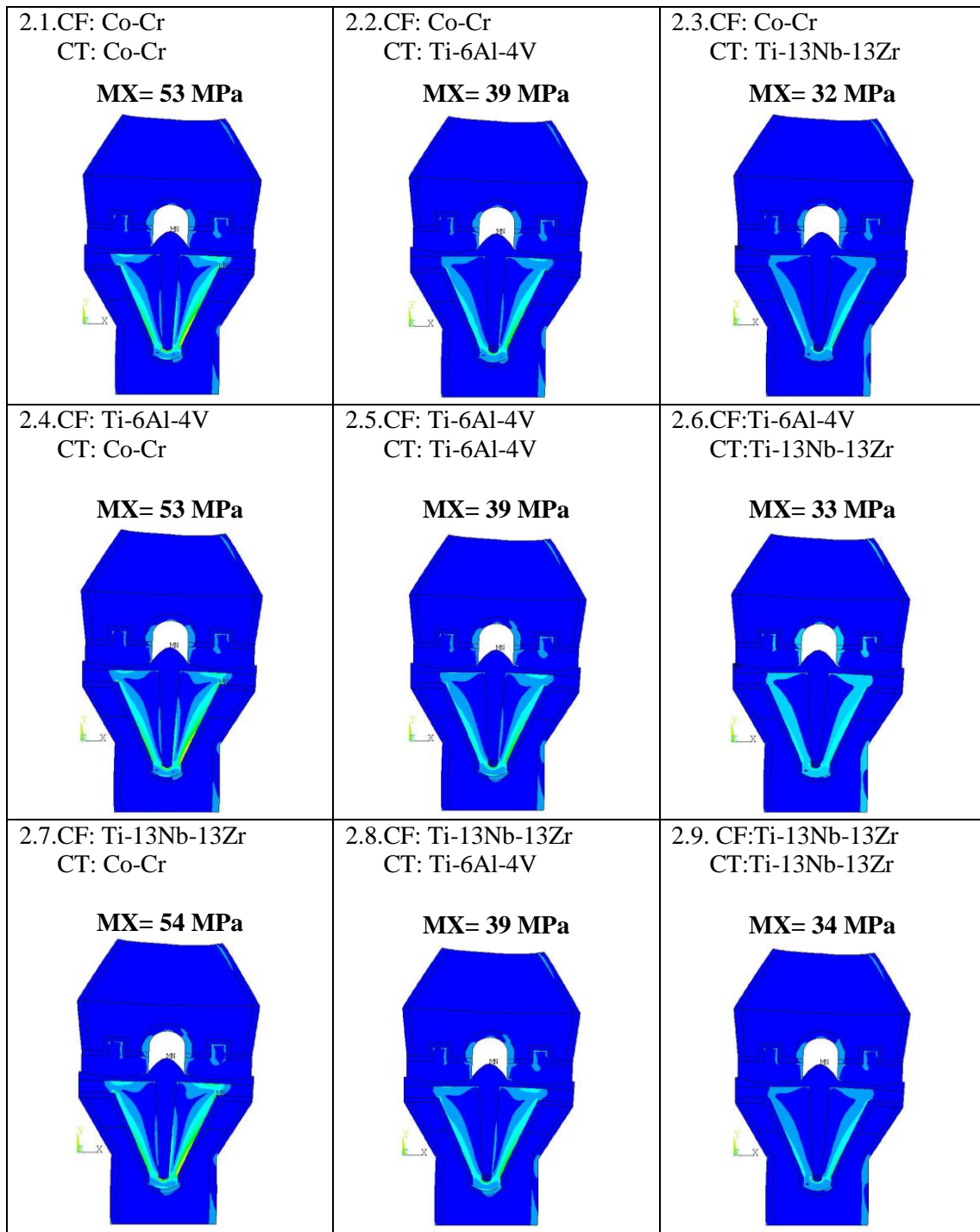


Anexo 7 – Distribuição de Tensões de von Mises

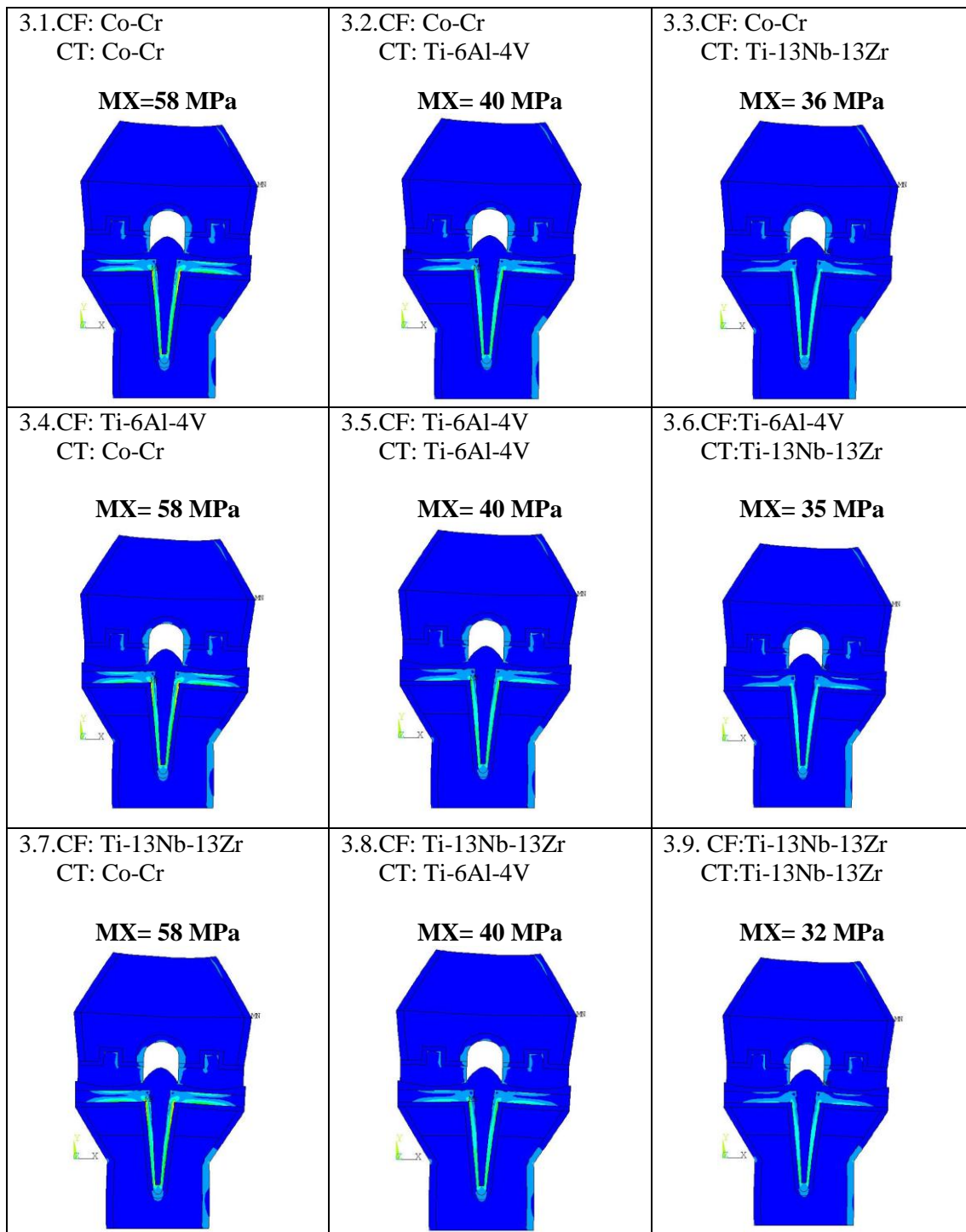
Prótese 1 – von Mises, MPa



Prótese 2 – von Mises [MPa]

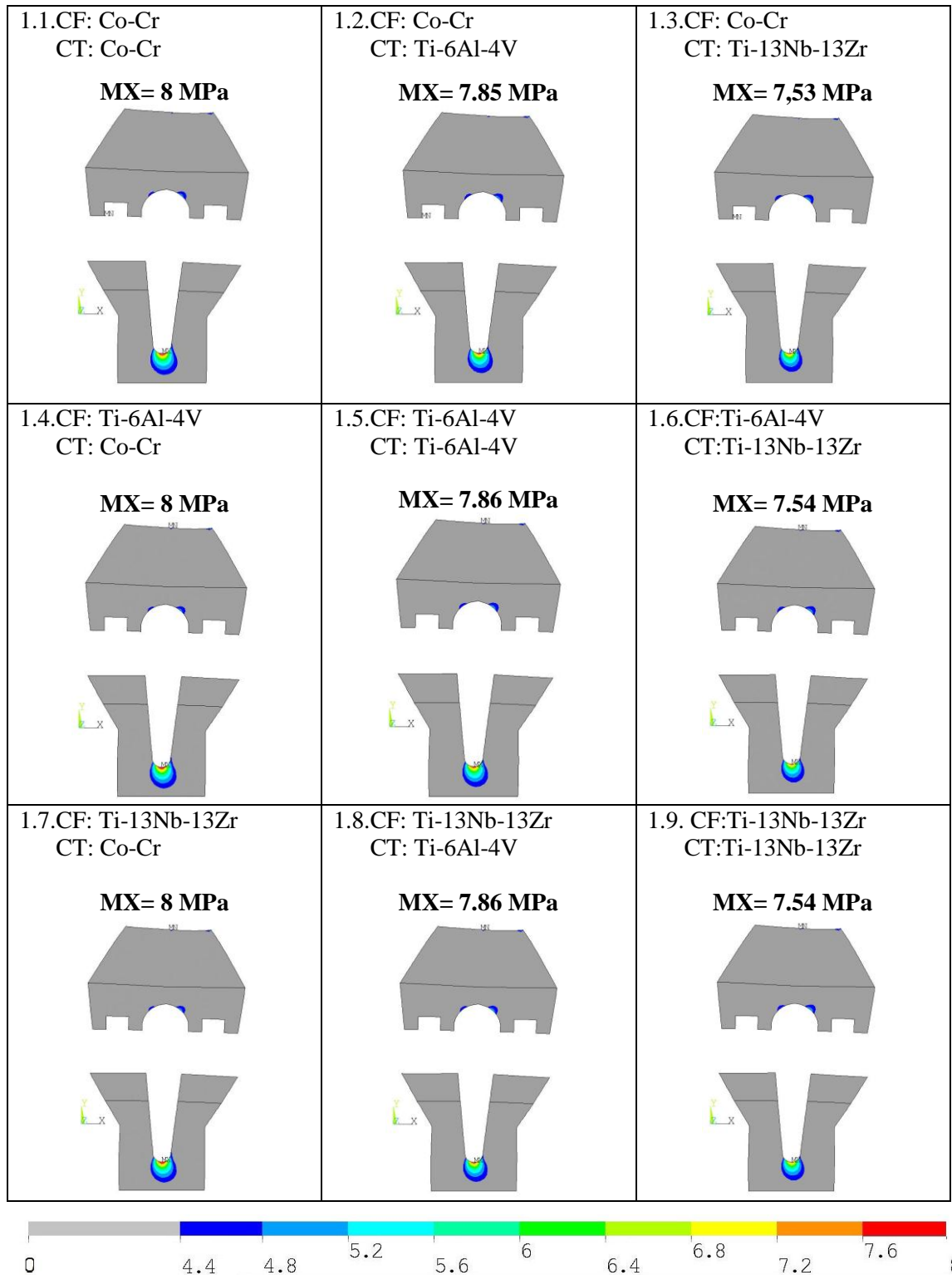


Prótese 3 – von Mises [MPa]

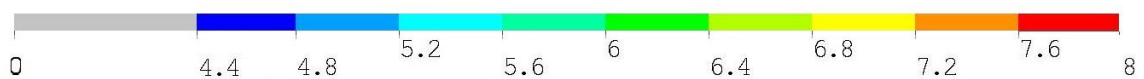
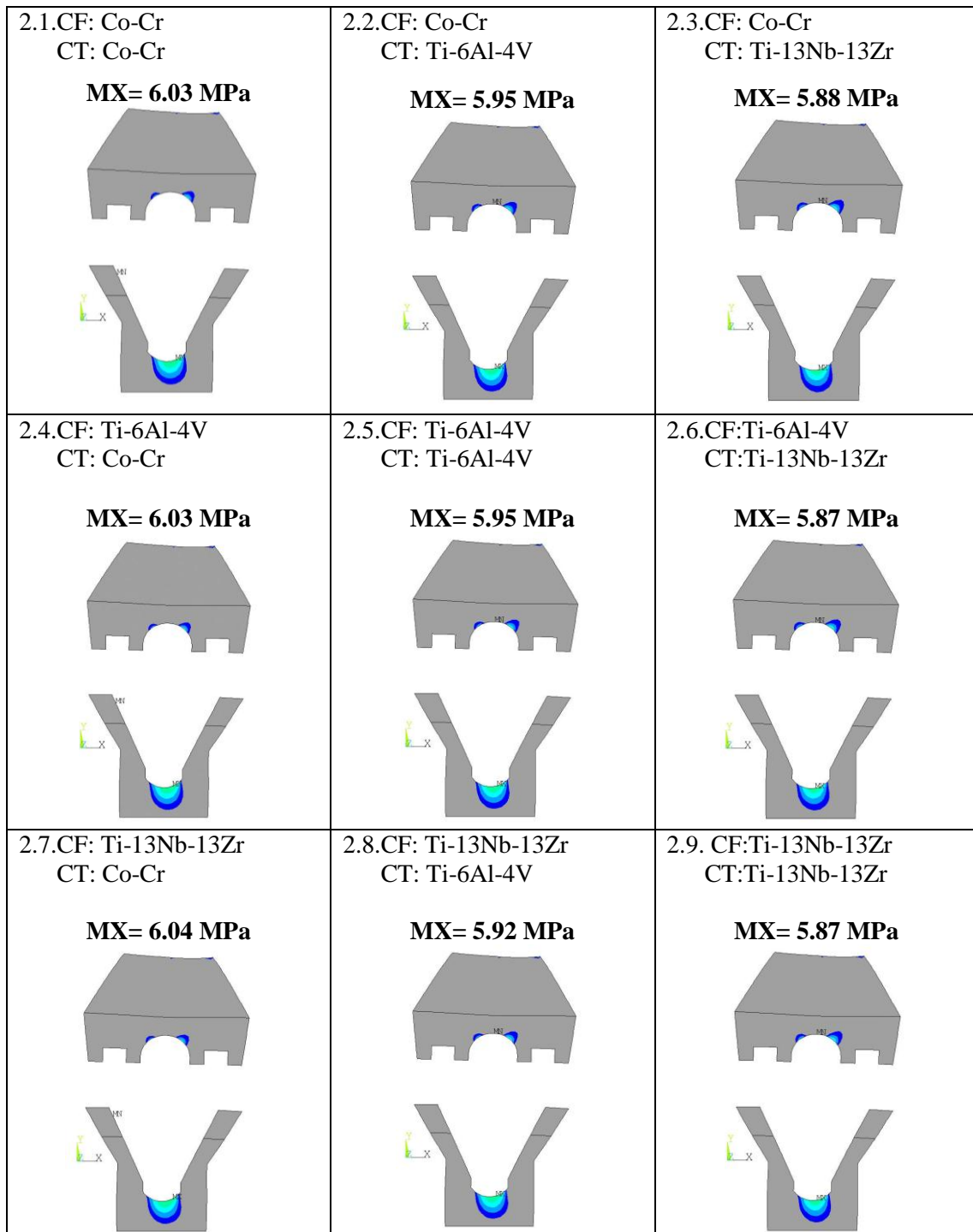


Anexo 8 - Distribuição de Tensões de von Mises no Osso trabecular

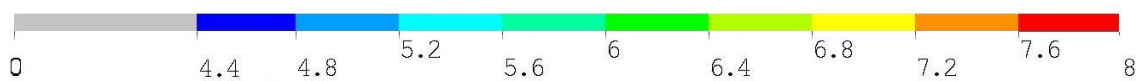
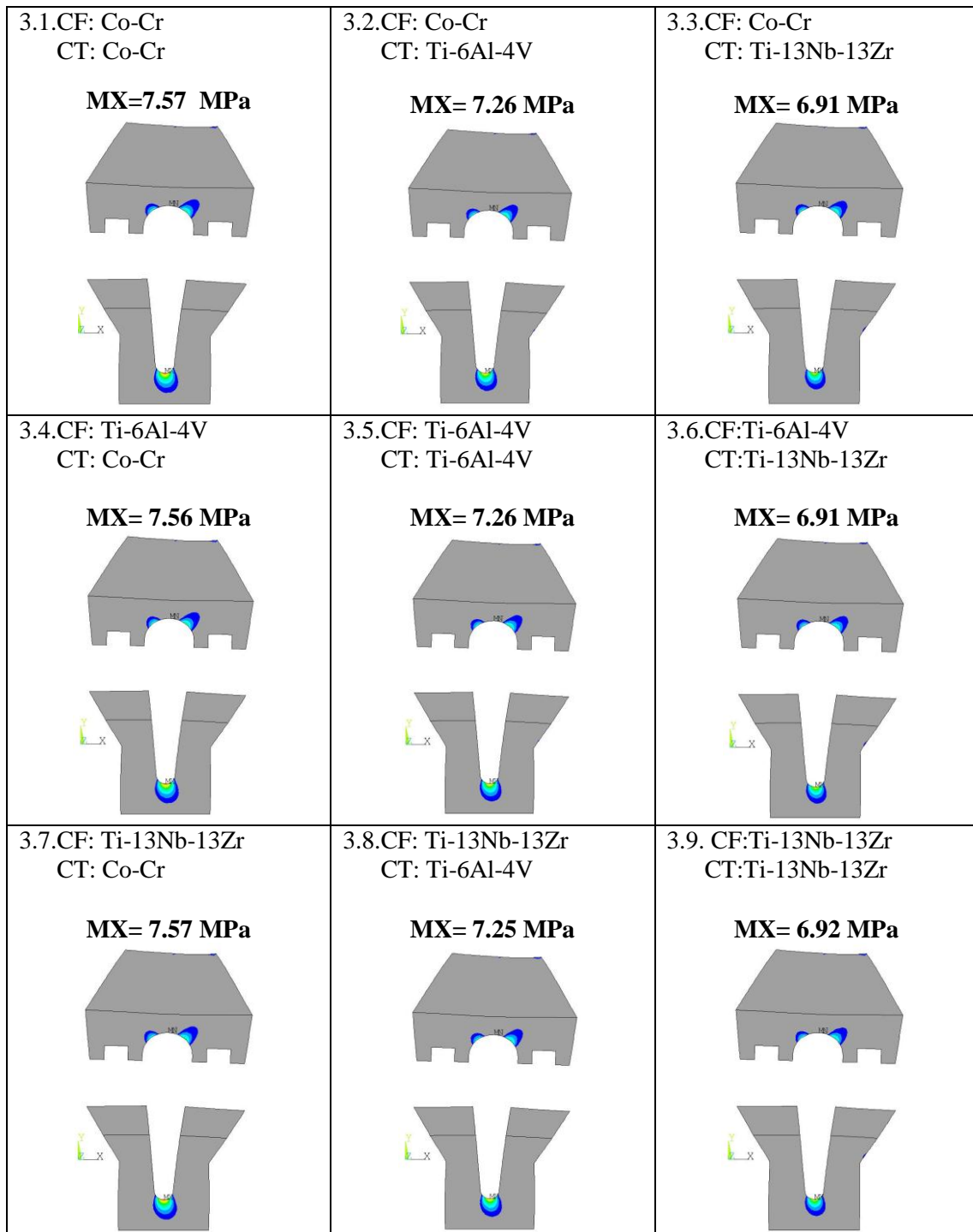
Prótese 1 – von Mises, MPa



Prótese 2 – von Mises, MPa

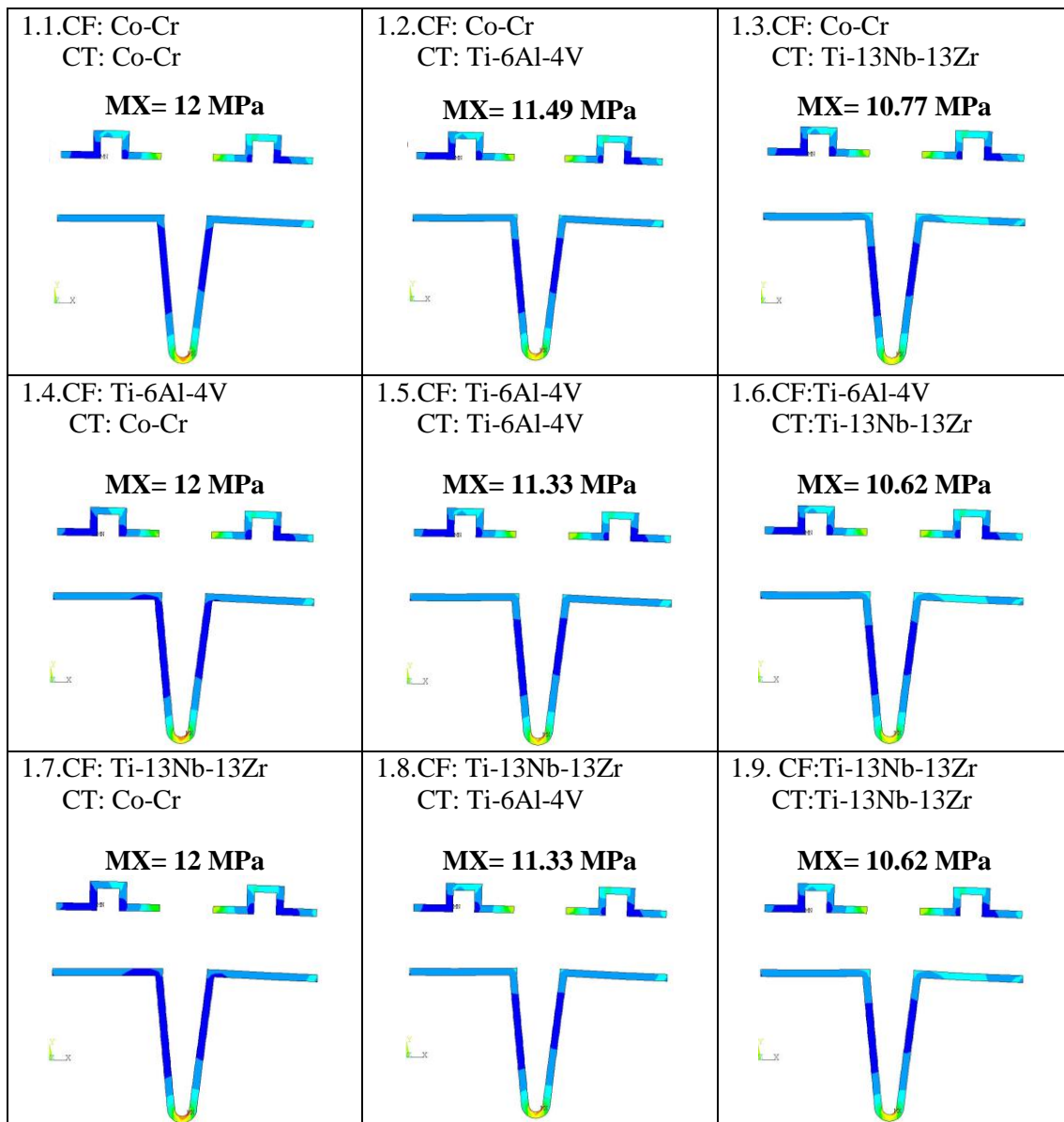


Prótese 3 – von Mises, MPa

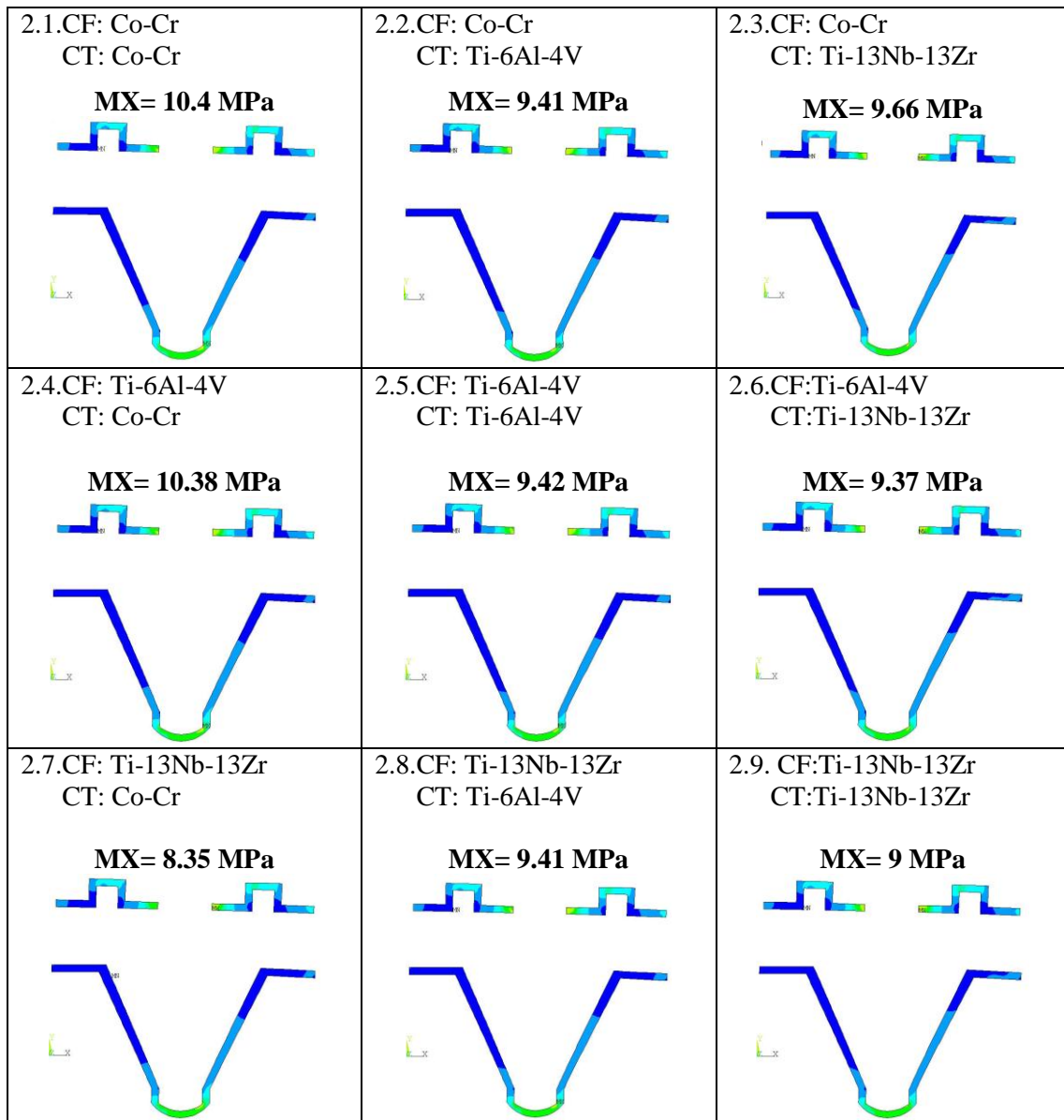


Anexo 9 - Distribuição de Tensões de von Mises no PMMA

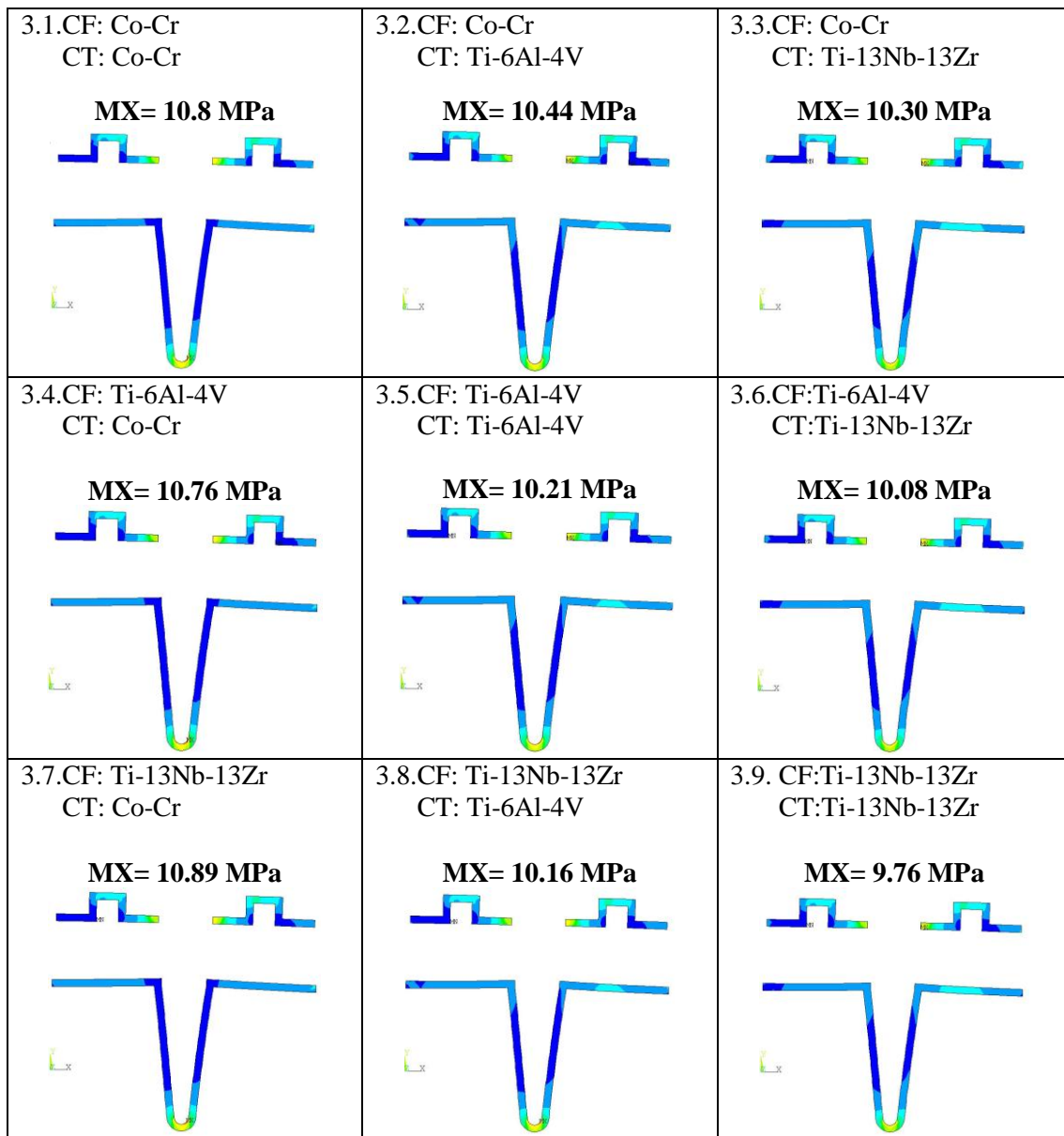
Prótese 1 – von Mises, MPa




Prótese 2 – von Mises, MPa

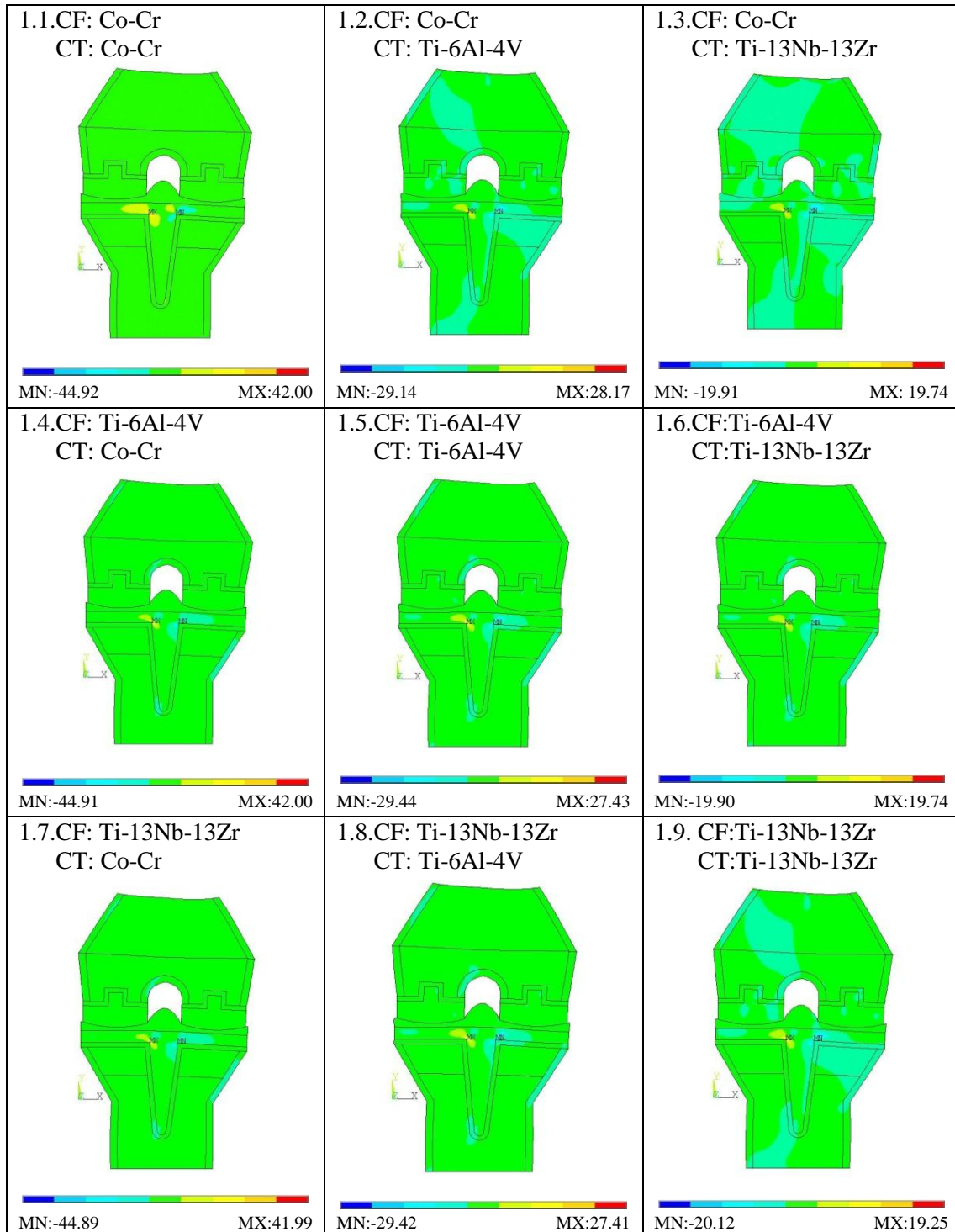


Prótese 3 – von Mises, MPa

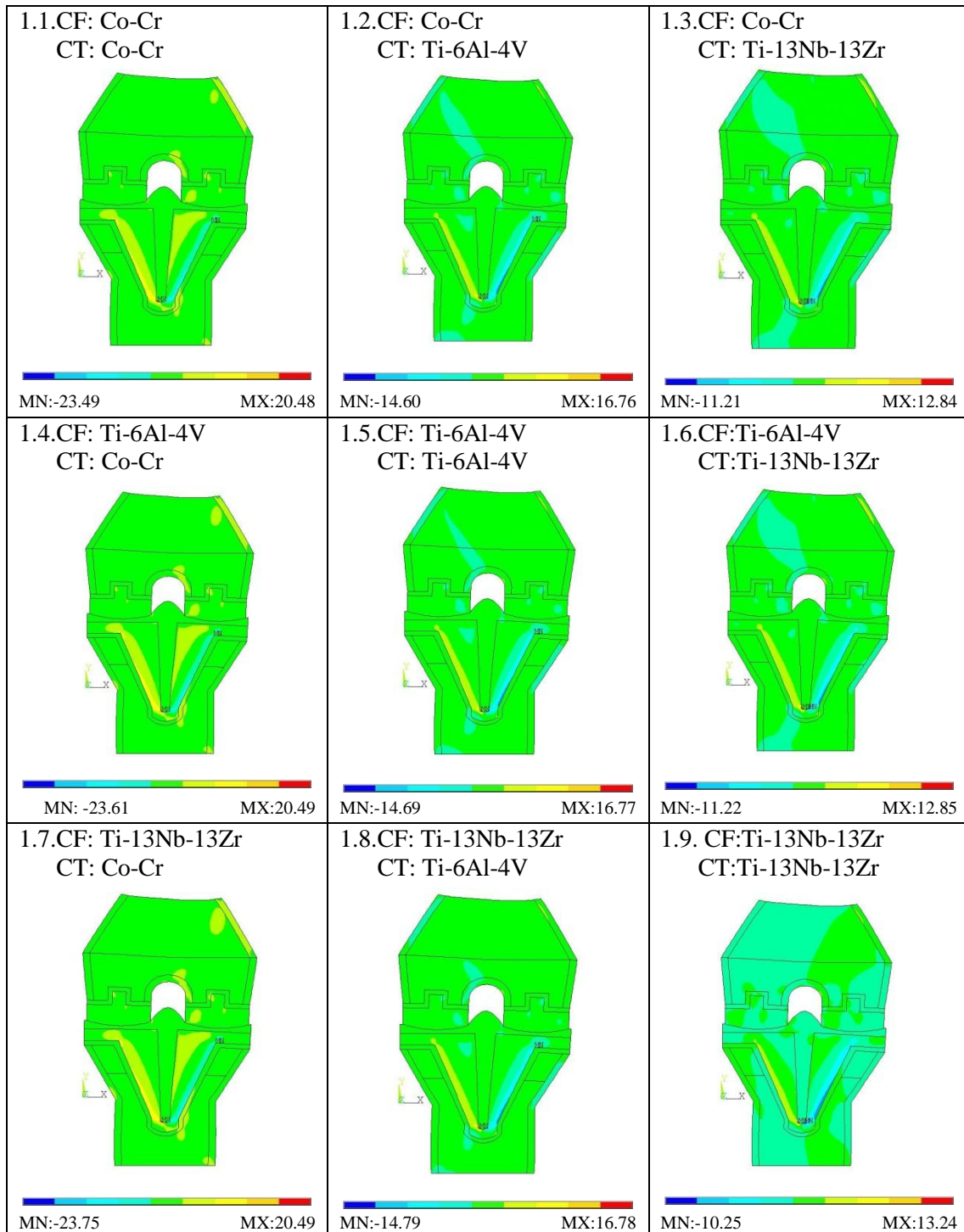



Anexo 10 – Distribuição das Tensões de Corte xy

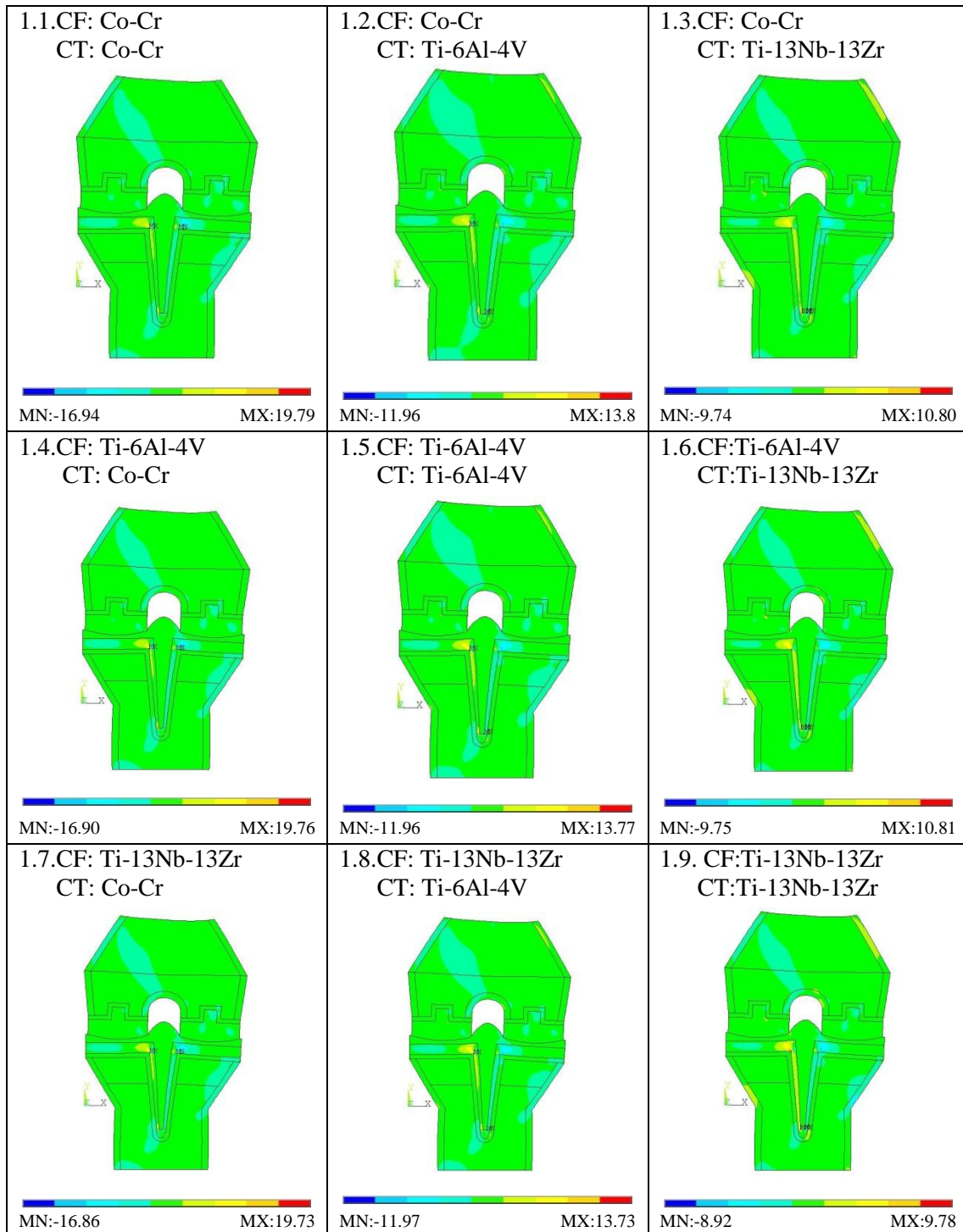
Prótese 1 – Tensões de corte xy, MPa  = 0 MPa



Prótese 2 – Tensões de corte xy, MPa = 0 MPa

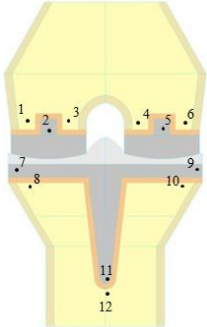


Prótese 3 – Tensões de corte xy, MPa  = 0 MPa



Anexo 11 – Leitura nos Nós de Tensões em y

Prótese 1



Nós

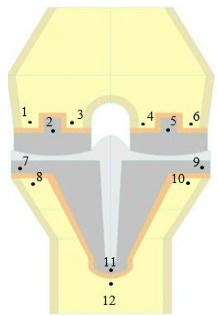
Tensões y, MPa									
	1.CF: Co-Cr /CT: Co-Cr	2.CF: Co-Cr / CT: Ti-6Al-4V	3.CF: Co-Cr/CT: Ti-13Nb-13Zr	4.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Co-Cr	5.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Ti-6Al-4V	6.CF:Ti-6Al-4V/CT:Ti-13Nb-13Zr	7.CF: Ti-13Nb-13Zr/CT: Co-Cr	8.CF: Ti-13Nb-13Zr /CT: Ti-6Al-4V	9.CF:Ti-13Nb-13Zr / CT:Ti-13Nb-13Zr
1	-1.07	-1.05	-1.04	-1.09	-1.07	-1.06	-1.12	-1.09	-1.09
2	-3.38	-3.38	-3.39	-3.40	-3.40	-3.40	-3.41	-3.79	-3.40
3	-2.38	-2.40	-2.40	-2.40	-2.43	-2.43	-2.44	-2.46	-2.47
4	-2.63	-2.65	-2.65	-2.67	-2.69	-2.69	-2.71	-2.73	-2.73
5	-4.15	-4.15	-4.15	-4.17	-4.17	-4.17	-4.20	-4.67	-4.18
6	-1.57	-1.55	-1.55	-1.58	-1.56	-1.56	-1.62	-1.60	-1.59
7	-1.37	-1.34	-1.30	-1.37	-1.33	-1.30	-1.38	-1.34	-1.29
8	-1.33	-1.38	-1.38	-1.32	-1.39	-1.40	-1.32	-1.39	-1.41
9	-1.96	-1.94	-1.90	-1.97	-1.93	-1.90	-1.98	-1.94	-1.90
10	-1.88	-2.01	-2.06	-1.87	-1.98	-2.02	-1.87	-1.98	-2.02
11	-12.11	-11.58	-11.05	-12.10	-11.58	-11.03	-12.10	-11.58	-11.04
12	-6.56	-6.36	-6.16	-6.56	-6.35	-6.15	-6.56	-6.35	-6.15

Legenda:

Prótese

Tecido ósseo

Prótese 2



Tensões y [MPa]

Nós	1.CF: Co-Cr /CT: Co-Cr	2.CF: Co-Cr / CT: Ti-6Al-4V	3.CF: Co-Cr/CT: Ti-13Nb-13Zr	4.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Co-Cr	5.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Ti-6Al-4V	6.CF:Ti-6Al-4V/CT:Ti-13Nb-13Zr	7.CF: Ti-13Nb-13Zr/CT: Co-Cr	8.CF: Ti-13Nb-13Zr /CT: Ti-6Al-4V	9.CF:Ti-13Nb-13Zr / CT:Ti-13Nb-13Zr
1	-1.15	-1.11	-1.09	-1.17	-1.13	-1.11	-1.20	-1.16	-1.13
2	-3.34	-3.33	-3.32	-3.37	-3.35	-3.34	-3.39	-3.38	-3.37
3	-2.28	-2.31	-2.33	-2.31	-2.34	-2.36	-2.35	-2.38	-2.40
4	-2.59	-2.64	-2.67	-2.63	-2.68	-2.71	-2.67	-2.72	-2.76
5	-4.14	-4.13	-4.13	-4.17	-4.17	-4.17	-4.20	-4.20	-4.19
6	-1.63	-1.59	-1.56	-1.66	-1.61	-1.58	-1.68	-1.64	-1.60
7	-0.67	-0.66	-0.63	-0.68	-0.67	-0.64	-0.69	-0.68	-0.65
8	-0.57	-0.68	-0.77	-0.57	-0.68	-0.77	-0.57	-0.69	-0.78
9	-1.09	-1.10	-1.09	1.09	-1.11	-1.10	-1.11	-1.12	-1.10
10	-0.89	-1.06	-1.20	-0.89	-1.07	-1.20	-0.89	-1.07	-1.21
11	-8.47	-7.76	-6.81	-8.47	-7.76	-6.81	-8.48	-7.77	-6.80
12	-5.82	-5.81	-5.75	-5.82	-5.81	-5.75	-5.82	-5.80	-5.75

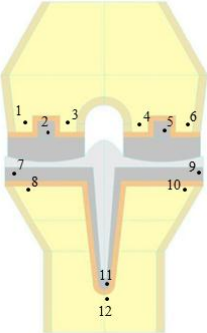
Legenda:

Prótese

Tecido ósseo

Tensões y [MPa]

Prótese 3



Nós	1.CF: Co-Cr /CT: Co-Cr	2.CF: Co-Cr / CT: Ti-6Al-4V	3.CF: Co-Cr/CT: Ti-13Nb-13Zr	4.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Co-Cr	5.CF: Ti-6Al-4V/ CT: Ti-6Al-4V	6.CF:Ti-6Al-4V/CT:Ti-13Nb-13Zr	7.CF: Ti-13Nb-13Zr/CT: Co-Cr	8.CF: Ti-13Nb-13Zr /CT: Ti-6Al-4V	9.CF:Ti-13Nb-13Zr / CT:Ti-13Nb-13Zr
1	-0.96	-0.98	-1.00	-0.97	-0.99	-1.02	-0.99	-1.01	-1.04
2	-3.32	-3.33	-3.34	-3.34	-3.35	-3.35	-3.35	-3.35	-3.35
3	-2.45	-2.43	-2.41	-2.49	-2.47	-2.45	-2.53	-2.51	-2.49
4	-2.76	-2.74	-2.72	-2.80	-2.78	-2.76	-2.85	-2.83	-2.81
5	-4.12	-4.13	-4.14	-4.14	-4.15	-4.15	-3.59	-4.16	-3.60
6	-1.44	-2.43	-1.49	-1.46	-1.48	-1.51	-1.48	-1.51	-1.52
7	-0.90	-0.84	-0.82	-0.91	-0.85	-0.83	-0.92	-0.86	-0.83
8	-1.29	1.23	-1.19	-1.30	-1.24	-1.20	-1.34	-1.24	-1.27
9	-1.48	-1.41	-1.38	-1.48	-1.42	-1.39	-1.50	-1.43	-1.37
10	-1.89	-1.82	-1.78	-1.89	-1.83	-1.79	-1.95	-1.83	-1.87
11	-11.91	-10.27	-9.18	-11.92	-10.27	-9.18	-11.91	-10.27	-9.14
12	-6.22	-6.03	-5.80	-6.22	-6.02	-5.80	-6.22	-6.02	-5.80

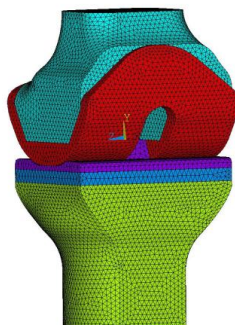
Legenda:

Prótese

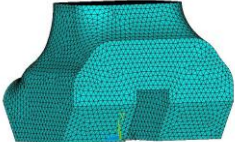
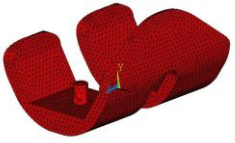
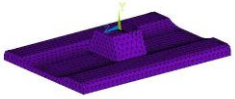
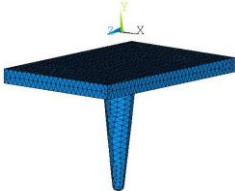
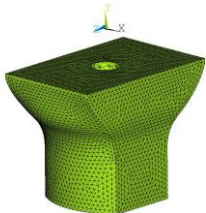
Tecido ósseo

Anexo 12 – Desenho Técnico do Biomodelo 3D do Joelho com Prótese 1

Anexo 13 - Malha de Elementos Finitos, Modelo 3D



Número total de elementos finitos do modelo 3D: 302892

	Número de Elementos Finitos
	Fémur: 120929
	Componente Femoral:33039
	Componente em Polietileno: 10450
	Componente Tibial17631
	Tíbia: 120843